HAL
open science

Les restaurations adhésives en céramique du secteur postérieur: vers une prothèse plus concervatrice

Anthony Zielinski

▶ To cite this version:

Anthony Zielinski. Les restaurations adhésives en céramique du secteur postérieur: vers une prothèse plus concervatrice. Sciences du Vivant [q-bio]. 2009. hal-01732221

HAL Id: hal-01732221
https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01732221v1

Submitted on 14 Mar 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4
Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10
http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php
http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm

T/OD/N/2009/2402D

ACADEMIE DE NANCY-METZ

UNIVERSITE HENRI POINCARE NANCY I
FACULTE D'ODONTOLOGIE

Année 2009 N° 24.02

BIBLIOTHEQUE PHARMACIE ODONTOLOGIE NANCY

THESE

Pour le

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Par

Anthony ZIELINSKI
Né le 27 juillet 1982 à Nancy (Meurthe-et-Moselle)

LES RESTAURATIONS ADHESIVES EN CERAMIQUE DU SECTEUR POSTERIEUR : VERS UNE PROTHESE PLUS CONSERVATRICE ?

Présentée et soutenue publiquement le 12 février 2009

Examinateurs de la thèse

M. JP. LOUIS	Professeur des Universités	Président
M. J. SCHOUVER	Maître de Conférences des Universités	Juge
M. JP. SALOMON	Maître de Conférences des Universités	Juge
Melle H. MONDON	Assistant Hospitalier Universitaire	Juge

BU PHARMA-ODONTOL
D 104 079361 2

T/OD/N/2009/2402D

ACADEMIE DE NANCY-METZ

UNIVERSITE HENRI POINCARE NANCY I
FACULTE D'ODONTOLOGIE

BIBLIOTHEQUE PHARMACIE ODONTOLOGIE NANCY

Année 2009 N°

THESE

Pour le

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Par

Anthony ZIELINSKI
Né le 27 juillet 1982 à Nancy (Meurthe-et-Moselle)

LES RESTAURATIONS ADHESIVES EN CERAMIQUE DU SECTEUR POSTERIEUR : VERS UNE PROTHESE PLUS CONSERVATRICE ?

Présentée et soutenue publiquement le 12 février 2009

Examinateurs de la thèse

M. JP. LOUIS	Professeur des Universités	Président
M. J. SCHOUVER	Maître de Conférences des Universités	Juge
M. JP. SALOMON	Maître de Conférences des Universités	Juge
Melle H. MONDON	Assistant Hospitalier Universitaire	Juge

LOUIS Jean-Paul

Officier des Palmes Académiques

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Sciences Odontologiques

Docteur d'Etat en Odontologie

Professeur des Universités

Membre de l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire

Sous-section : Prothèses

Je vous remercie d'avoir accepté d'être mon président de jury.

Je vous remercie de votre disponibilité tout au long de ces années, de votre patience, de votre diplomatie et de votre état d'esprit toujours convivial.

Je vous remercie de la qualité de votre enseignement de prothèse amovible complète au cours de mon cursus universitaire.

SCHOUVER Jacques

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Sciences Odontologiques

Maître de Conférences des Universités

Responsable de la Sous-section : Prothèses

Je vous remercie d'avoir accepté de reprendre ma thèse commencée initialement avec Maxime Helfer.

Je vous remercie pour tous vos conseils, votre disponibilité, votre attitude amicale et chaleureuse.

Je vous remercie pour la qualité de votre enseignement de prothèse fixée au cours de mon cursus universitaire.

SALOMON Jean-Pierre

Docteur en Chirurgie Dentaire

Maître de Conférences des Universités

Sous-section : Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie

Je vous remercie d'avoir accepté d'être membre de mon jury de thèse.

Je vous remercie de la qualité de votre enseignement de biomatériaux au cours de ma troisième année de deuxième cycle.

MONDON Hélène

Docteur en Chirurgie Dentaire

Assistant hospitalier universitaire

Sous-section : Prothèses

Je vous remercie d'avoir accepté d'intégrer mon jury de thèse.

Je remercie Maxime Helfer d'avoir supervisé ma thèse au début de sa réalisation.

Je remercie le Dr François Dubois et ma belle-sœur Séverine d'avoir accepté d'assister à ma soutenance.

Je remercie également ma famille, mes parents et mon frère Arnaud, qui m'ont toujours soutenu pendant mes études.

Je remercie également ma petite amie Nancy qui m'a aidé à de nombreuses reprises dans la réalisation de mon travail.

Nancy-Université

Faculté d'Odontologie

Président : Professeur J.P. FINANCE

Doyen : Docteur Pierre BRAVETTI

Vice-Doyens : Pr. Pascal AMBROSINI - Dr. Jean-Marc MARTRETTE

Membres Honoraires : Pr. F. ABT - Dr. L. BABEL - Pr. S. DURIVAUX - Pr. G. JACQUART - Pr. D. ROZENCWEIG - Pr. M. VIVIER

Doyen Honoraire : Pr. J. VADOT

Sous-section 56-01 Odontologie pédiatrique	Mme	DROZ Dominique (Desprez)		Maître de Conférences
	M.	PREVOST Jacques		Maître de Conférences
	M.	BOCQUEL Julien		Assistant
	Mlle	PHULPIN Bérengère		Assistant
	M.	SABATIER Antoine		Assistant
Sous-section 56-02 Orthopédie Dento-Faciale	Mme	FILLEUL Marie Pierryle		Professeur des Universités*
	M.	BOLENDER Yves		Maître de Conférences
	Mlle	PY Catherine		Assistant
	M.	REDON Nicolas		Assistant
Sous-section 56-03 Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	M.	...		Maître de Conférences*
	M.	CELEBI Sahhüseyin		Assistant
	Mme	JANTZEN-OSSOLA Caroline		Assistant
Sous-section 57-01 Parodontologie	M.	AMBROSINI Pascal		Professeur des Universités*
	Mme	BOUTELLIEZ Catherine (Bisson)		Maître de Conférences
	M.	MILLER Neal		Maître de Conférences
	M.	PENAUD Jacques		Maître de Conférences
	M.	...		Maître de Conférences
	Mme	BACHERT Martine		Assistant
	M.	GALLINA Sébastien		Assistant
Sous-section 57-02 Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique Anesthésiologie et Réanimation	M.	BRAVETTI Pierre		Maître de Conférences
	M.	ARTIS Jean-Paul		Professeur 1er grade*
	M.	VIENNET Daniel		Maître de Conférences
	M.	WANG Christian		Maître de Conférences*
	M.	BALLY Julien		Assistant (ex 58-01)
	Mlle	LE Audrey		Assistant
	Mlle	SOURDOT Alexandra		Assistante
Sous-section 57-03 Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, Génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M.	WESTPHAL Alain		Maître de Conférences*
	M.	MARTRETTE Jean-Marc		Maître de Conférences*
	Mlle	ERBRECH Aude		Assistante Associée au 01/10/2007
Sous-section 58-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie	M.	ENGELS-DEUTSCH Marc		Maître de Conférences
	M.	AMORY Christophe		Maître de Conférences
	M.	MORTIER Eric		Maître de Conférences
	M.	HESS Stéphan		Assistant
	M.	...		Assistant
Sous-section 58-02 Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M.	SCHOUVER Jacques		Maître de Conférences
	M.	LOUIS Jean-Paul		Professeur des Universités*
	M.	ARCHIEN Claude		Maître de Conférences*
	M.	BARONE Serge		Assistant
	Mlle	BEMER Julie		Assistante
	M.	DE MARCH Pascal		Assistant
	M.	SIMON Franck		Assistant
	M.	...		Assistant
Sous-section 58-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	Mlle	STRAZIELLE Catherine		Professeur des Universités*
	M.	SALOMON Jean-Pierre		Maître de Conférences
	Mme	HOUSSIN Rozat (Jazi)		Assistante Associée au 01/01/2007

souligné : responsable de la sous-section *temps plein

Mis à jour le 01.11.2008

Par délibération en date du 11 décembre 1972,
la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que
les opinions émises dans les dissertations
qui lui seront présentées
doivent être considérées comme propres à
leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner
aucune approbation ni improbation.

SOMMAIRE

BIBLIOTHEQUE PHARMACIE ODONTOLOGIE NANCY

INTRODUCTION.....1

I. Panorama des Restaurations Adhésives en Céramique.....3
I.1. Définitions des termes employés.....3
I.2. Approche traditionnelle.....6
I.2.1. Restaurations périphériques unitaires.....6
I.2.1.1. Quel intérêt pour les dents postérieures ?.....6
I.2.1.2. Forme des préparations.....7
I.2.2. Restaurations périphériques plurales.....9
I.2.3. Vers une dentisterie sans métal.....10
I.3. Approche moderne.....11
I.3.1. Principe d'économie tissulaire.....11
I.3.2. Classification de Mount et Hume (1997).....11
I.3.3. Options thérapeutiques adhésives en fonction du site.....13
I.3.4. Considérations cariologiques.....13
I.3.5. Le modèle médical préventif de Lasfargues.....14
I.3.5.1. Comparaison entre modèle chirurgical et modèle médical.....15
I.3.5.2. Modes de restauration pour le site occlusal.....16
I.3.5.3. Modes de restauration pour le site proximal.....17
I.3.6. Restaurations partielles unitaires.....18
I.3.6.1. Historique des restaurations en céramique.....18
I.3.6.2. Forme des préparations.....20
I.3.6.3. Terminologie.....22
I.3.6.4. Morphologie de la pièce prothétique.....24
I.3.6.4.1. Les inlays.....24
I.3.6.4.2. Les onlays.....25
I.3.6.4.3. Les overlays.....25
I.3.6.4.4. Les couronnes partielles et endocouronnes.....26
I.3.6.4.5. Les facettes avec retour occlusal.....27
I.3.7. Restaurations partielles plurales.....28
I.4. Indications et contre-indications des R.A.C.....29
I.4.1. Classification de Lytlte et Skurow.....29
I.4.2. Les restaurations périphériques.....31
I.4.2.1. Indications.....31
I.4.2.2. Contre-indications.....31
I.4.2.2.1. Communes aux couronnes et bridges.....31
I.4.2.2.2. Spécifiques aux bridges.....31
A. Dimensions de la travée.....31
B. Hauteur clinique.....32
C. Equilibre mésio-distal des forces.....32
I.4.3. Les restaurations partielles.....34
I.4.3.1. Indications.....34
I.4.3.2. Contre-indications.....36
I.4.3.3. Bilan clinique et décision thérapeutique.....38

I.5. Avantages et inconvénients des restaurations collées en céramique.....39
I.5.1. Les restaurations périphériques.....39
I.5.1.1. Avantages.....39
I.5.1.2. Inconvénients.....40
I.5.2. Les restaurations partielles.....40
I.5.2.1. Avantages.....40
I.5.2.2. Inconvénients.....41
I.5.2.3. Les aléas des restaurations coronaires directes.....42
I.6. Cas cliniques particuliers.....44
I.6.1. Les dents à risque.....44
I.6.2. Limites sans émail.....46
I.6.3. La dent dépulpée.....47
I.6.3.1. Considérations endodontiques.....47
I.6.3.2. Etanchéité apicale versus étanchéité coronaire.....51
I.6.3.3. Comportement biomécanique de la dent dépulpée.....51
I.6.3.4. Quelles restaurations pour les dents dépulpée.....52
I.6.3.4.1. Critères décisionnels.....52
I.6.3.4.2. Les restaurations partielles collées.....55
I.6.3.4.3. Etudes scientifiques.....56
I.7. Dans quels plans de traitement s'inscrivent les R.A.C ?.....57
I.7.1. Plan de traitement prophylactique et conservateur.....57
I.7.2. Plan de traitement esthétique.....59
I.7.3. Plan de traitement orthodontique.....59
I.8. Qu'est-ce qu'une restauration conservatrice ?.....60
I.9. Conceptualisation des restaurations coronaires.....61
I.10. Gradation des pertes tissulaires.....62

II. Les matériaux de l'assemblage.....64
II.1. Cahier des charges d'un matériau de restauration.....64
II.2. Le complexe dentino-pulpaire.....65
II.2.1. Composition chimique des tissus durs.....65
II.2.2. La boue dentinaire (smear layer).....66
II.2.3. Les réactions pulpaires aux restaurations.....67
II.3. Les fonds de cavité.....68
II.3.1. Fond de cavité partiel (liner).....68
II.3.2. Fond de cavité total (base).....69
II.3.2.1. Les ciments verre ionomère (CVI).....69
II.3.2.2. Les CVI modifiés par adjonction de résine (CVIMAR).....70
II.4. Le complexe adhésif.....71
II.4.1. Le système adhésif.....71
II.4.1.1. Composition.....71
II.4.1.2. Les adhésifs.....71
II.4.1.2.1. Les adhésifs Mordançage & Rinçage (M & R).....72
II.4.1.2.2. Les adhésifs auto-mordançants (SAM).....72
II.4.1.2.3. Les générations.....73
II.4.1.2.4. Comparatif des systèmes M & R / SAM.....74
II.4.2. Adhésion aux tissus dentaires.....76
II.4.2.1. Adhésion à l'émail.....76
II.4.2.2. Adhésion à la dentine.....76
II.4.2.2.1. La couche hybride.....76
II.4.2.2.2. Mécanismes chimiques.....77
II.4.2.2.3. Phases de l'adhésion.....78

II.4.3. Les matériaux d'assemblage....79
II.4.3.1. Cahier des charges....80
II.4.3.2. Les ciments et colles....80
II.4.3.2.1. Les ciments de scellement....81
II.4.3.2.2. Les matériaux hybrides....82
II.4.3.2.3. Les colles....82
II.4.3.3. Les différentes colles....84
II.4.3.3.1. Structure....84
II.4.3.3.2. Les colles sans potentiel adhésif (SPA)....84
II.4.3.3.3. Les colles avec potentiel adhésif (APA)....85
II.4.3.3.4. Les colles auto-adhésives (AA)....86
II.4.3.4. Collage ou scellement adhésif ?....87
II.5. Le silane....91
II.5.1. Mode d'action....91
II.5.2. Réaction de silanisation....91
II.5.3. Cas des céramiques polycristallines....92
II.6. Les céramiques....94
II.6.1. Historique....94
II.6.2. Définitions....95
II.6.3. Les agencements structurels des restaurations en céramique....96
II.6.4. Classifications des céramiques....97
II.6.4.1. Classification selon la température de fusion....98
II.6.4.2. Classification selon la microstructure....98
II.6.4.2.1. Les céramiques homogènes (monophasées)....98
II.6.4.2.2. Les céramiques hétérogènes (biphasées)....99
II.6.4.3. Classification selon la structure minéralogique....100
II.6.4.3.1. Les céramiques feldspathiques....100
A. Composition....100
B. Les systèmes cristallins....101
C. Classification des minéraux de Strunz....102
D. Utilisation....104
II.6.4.3.2. Les vitrocéramiques renforcées....104
A. Conception....104
B. Utilisation....105
C. Les céramiques du procédé IPS EMPRESS®....105
D. Les céramiques du procédé IPS E.MAX®....107
II.6.4.3.3. Les céramiques polycristallines....109
A. Les céramiques alumineuses pures....109
B. Les céramiques à base de zircone sans phase vitreuse....109
II.6.4.3.4. Les céramiques In Ceram®....112
A. In Ceram Spinell®....112
B. In Ceram Alumina®....112
C. In Ceram Zirconia®....112
D. Conception....113
E. Composition....113
II.6.4.3.5. Les céramiques hydrothermales....114
II.6.4.4. Classification selon le mode d'élaboration....116
II.6.4.4.1. Les céramiques cuites sur revêtement réfractaire....116
A. Technique....116
B. Facteurs influençant la résistance mécanique....117
C. Exemple de réalisation de deux inlays en céramique cuite....118

II.6.4.4.2. Les céramiques pressées et injectées.....119
A. Utilisation.....119
B. Technique.....119
a. Confection des maquettes en cire.....119
b. Mise en revêtement réfractaire et injection.....120
c. Sortie des éléments et finitions.....120
C. Indications.....120
D. Systèmes de pressée et lingotins.....120
E. Panorama des systèmes de pressée.....121
F. Exemple de réalisation d'une couronne partielle et d'un inlay monolithiques en Empress I® au laboratoire.....122
G. Exemple de réalisation d'un bridge 3 éléments en ZirCAD®.....123
II.6.4.4.3. Les céramiques In Ceram®.....126
A. Indications.....126
B. Technique.....126
a. Préparation du modèle de travail.....126
b. Préparation de la barbotine.....127
c. Montage de la barbotine.....127
d. Frittage de la barbotine.....128
e. Dégagement de l'infrastructure.....128
f. Infiltration par un verre coloré.....128
C. Avantages et inconvénients de l'In Ceram®.....129
D. Exemple de réalisation clinique sur deux restaurations partielles en In Ceram Spinell®.....130
E. Exemple de réalisation d'une couronne In Ceram Alumina® version Sprint® au laboratoire.....130
F. Exemple de réalisation d'un bridge 3 éléments en version mixte Alumina® avec Zirconia®.....134
II.6.4.4.4. Les céramiques usinées.....134
A. Utilisation.....134
B. Composants d'un système d'usinage CFAO.....135
a. La saisie des données (acquisition).....136
b. La conception assistée par ordinateur (modélisation).....137
c. La fabrication de la pièce prothétique (usinage).....138
C. Classification des systèmes d'usinage.....138
D. Le système CEREC®.....139
a. Scannage des données.....139
b. Logiciel.....140
c. Machine-outil.....140
E. Le système PROCERA®.....141
F. Panorama des systèmes d'usinage.....143
G. Les blocs d'usinage.....144
II.6.4.4.5. Les céramiques cosmétiques cuites sur infrastructure.....147
A. Technique de maquillage (coloration de surface).....147
B. Technique d'émaillage (stratification).....147
II.6.4.4.6. Les céramiques cosmétiques pressées sur infrastructure.....148
II.6.5. Propriétés des matériaux céramiques.....148
II.6.5.1. Propriétés biologiques.....148
II.6.5.2. Propriétés physico-chimiques.....150
II.6.5.3. Propriétés optiques.....158
II.6.5.4. Récapitulatif des propriétés des céramiques usuelles.....160
II.7. Quelles céramiques utiliser pour les restaurations adhésives ?.....161

III. Mise en œuvre clinique.....164
III.1. Séance d'évaluation pré-prothétique.....164
III.1.1. Examen clinique préliminaire.....164
III.1.2. Choix du type de restauration et des matériaux.....165
III.1.3. Choix de la technique : semi-directe ou indirecte ?.....165
III.2. Séance de confirmation et de préparation tissulaire.....166
III.2.1. Choix de la couleur.....166
III.2.1.1. La complexité optique de la dent naturelle.....166
III.2.1.2. Les teintiers (colorimètres).....169
III.2.1.2.1. Le teintier Vita classique.....170
III.2.1.2.2. Le teintier Chromascop®.....171
III.2.1.2.3. Le teintier Vita 3D-Master®.....171
III.2.1.2.4. Comparaison.....172
III.2.1.3. Technique clinique de détermination chromatique.....173
III.2.2. Confirmation du plan de traitement établi.....174
III.2.2.1. Préparation primaire de la cavité.....174
III.2.2.2. Eventualités cliniques.....175
III.2.3. Choix de la forme de contour et de résistance.....176
III.2.4. Prise d'empreintes.....177
III.2.4.1. Matériaux disponibles.....178
III.2.4.2. Cahier des charges.....178
III.2.4.3. Comparatif des matériaux.....179
III.2.4.4. Choix du matériau adapté.....182
III.2.4.5. Choix de la technique.....183
III.2.4.5.1. Classification.....183
III.2.4.5.2. Technique double mélange ou wash technique ?.....183
III.2.4.5.3. Empreinte globale ou sectorielle ?.....185
III.2.4.5.4. Choix du porte-empreinte.....186
III.2.4.5.5. Accès aux limites cervicales.....187
III.2.4.6. Procédures cliniques.....188
III.2.4.7. L'empreinte optique.....190
III.2.4.7.1. Le poudrage.....191
III.2.4.7.2. Acquisition optique des préparations.....191
III.2.4.7.3. Acquisition optique des dents antagonistes.....193
III.2.5. Les provisoires.....193
III.2.5.1. Objectifs.....194
III.2.5.2. Cahier des charges.....194
III.2.5.3. Techniques.....194
III.2.5.3.1. En semi-direct.....195
III.2.5.3.2. En direct.....195
III.3. Séance d'assemblage.....197
III.3.1. Evaluation de la restauration d'usage.....197
III.3.2. Dépose de la restauration provisoire.....197
III.3.3. Mise en place du champ opératoire.....197
III.3.3.1. Historique.....197
III.3.3.2. Matériel utilisé.....198
III.3.3.3. Techniques.....199
III.3.4. Essayage de la pièce prothétique.....200
III.3.4.1. Débridement des tissus dentaires.....200
III.3.4.2. Manipulation de la restauration.....201

III.3.4.3. Contrôle clinique....201
III.3.4.3.1. Contacts proximaux....201
III.3.4.3.2. Insertion....201
III.3.4.3.3. Adaptation marginale....202
III.3.4.3.4. Esthétique....203
III.3.5. Assemblage....203
III.3.5.1. Traitement des surfaces....203
III.3.5.2. Procédures de collage....206
III.3.5.2.1. Recommandations générales....206
III.3.5.2.2. Pour une colle sans potentiel adhésif....207
A. Procédure pour une colle associée à un adhésif M & R....208
B. Procédure pour une colle associée à un adhésif SAM....209
III.3.5.2.3. Pour une colle avec potentiel adhésif....210
III.3.5.2.4. Pour une colle auto-adhésive....210
III.3.5.2.5. Pour un scellement adhésif....210
III.3.5.2.6. Pour un scellement optimisé (expérimental)....211
III.3.6. Finitions....211
III.4. Séances de contrôle et de suivi....212
III.4.1. Evolution du joint dento-prothétique....212
III.4.2. Suivi clinique et radiologique....213
III.5. Exemples cliniques....214
III.5.1. Assemblage d'un inlay en céramique collé....214
III.5.2. Illustration d'un plan de traitement esthétique....216
III.5.3. Réalisation de deux endocouronnes en céramique pressée....219

IV. Les R.A.C : vers une prothèse plus conservatrice ?....222
IV.1. Comparaison avec les restaurations indirectes non céramiques....222
IV.2. Longévité et recul clinique....223
IV.2.1. Restaurations partielles....224
IV.2.2. Restaurations périphériques....232
IV.2.3. Les recommandations de la HAS....235
IV.3. Les échecs prothétiques....238
IV.3.1. Types d'échecs....238
IV.3.1.1. Echecs absolus....238
IV.3.1.2. Echecs relatifs....239
IV.3.2. Causes des échecs....239
IV.3.2.1. Pour les fractures....239
IV.3.2.2. Pour les réactions d'hypersensibilité....240
IV.3.2.3. Pour l'usure du joint marginal....241
IV.3.3. Attitude face aux échecs....242
IV.4. Prise en charge par les organismes de santé....243
IV.5. La dentisterie numérique....243

CONCLUSION....246

BIBLIOGRAPHIE....247

BIBLIOTHEQUE PHARMACIE ODONTOLOGIE NANCY

INTRODUCTION

Depuis de nombreuses années, la dentisterie ne cesse de progresser dans les divers domaines qui la composent. Un domaine particulièrement riche d'innovations est celui des biomatériaux au service de l'odontologie conservatrice et prothétique dans cet objectif de réaliser des restaurations coronaires toujours plus précises, fiables, durables et respectueuses de l'organe dentaire.

Selon l'Organisation Mondiale de la Santé, la carie dentaire reste la maladie la plus fréquente actuellement dans le monde et serait la plus négligée. Depuis les années 70, les opérations de santé publique avec l'apport du fluor et une meilleure compréhension des mécanismes biologiques et bactériologiques de la carie dentaire ont permis de diminuer significativement sa prévalence. C'est dans ce contexte que les soins dentaires peuvent enfin être plus conservateurs et moins traumatisants pour le patient. Les lésions carieuses sont moins volumineuses et il est d'autant plus aisé de restaurer les structures dentaires que l'atteinte est modérée.

Les progrès de la micro-dentisterie nous permettent de concevoir des prothèses dites conservatrices qui préservent le maximum de tissus dentaires résiduels afin de les mettre à contribution dans la rétention, stabilisation et sustentation de la future restauration. C'est un nouveau mode de pensée qui s'instaure, celui de ne reconstruire que les structures affectées par la maladie carieuse. Les techniques adhésives ont ouvert la voie à une dentisterie de nouvelle génération, peu mutilante qui a l'ambition de s'imposer dans tous les secteurs de la prothèse conjointe, unitaire et plurale. Nous verrons dans quels cas cela est un choix raisonné et dans quels cas cela est un risque.

Les restaurations partielles permettent de restaurer la morphologie, la fonction et l'esthétique de la dent en ne remplaçant que les structures détruites c'est-à-dire en préservant le maximum de tissu sain. Ces restaurations peuvent être réalisées dans divers matériaux : céramo-céramique, résines composites, alliages métalliques, compo-métallique et céramo-métallique. Les deux matériaux en vue actuellement sont les céramiques et les résines composites qui se livrent une bataille acharnée, chacun ayant ses détracteurs. Nous concentrerons notre étude sur les matériaux céramiques tout en les comparant brièvement aux matériaux composites pour essayer de déterminer lequel est le plus adapté à la plus parfaite restauration de la forme, de la fonction et de la couleur de la dent ainsi que sur les critères de longévité, stabilité et biocompatibilité.

La demande esthétique des patients ainsi que le rejet de l'amalgame voire de tout alliage métallique sont de plus en plus fréquents et le chirurgien dentiste a l'obligation de leur proposer les thérapeutiques idéales en s'appuyant constamment sur les dernières avancées de la science. C'est dans ce contexte particulier que les grands laboratoires voient l'intérêt de développer et d'améliorer leurs systèmes et matériaux sans cesse. L'esthétique n'est plus réservé qu'aux dents antérieures, les dents postérieures permettent maintenant aux prothèses de créer l'illusion du naturel. Les soins de lésions carieuses représentent la majeure partie de l'activité de la plupart des chirurgiens dentistes. Il est donc primordial de connaître en détail les différentes possibilités thérapeutiques de manière à proposer les meilleurs choix à sa patientèle.

Au premier abord, la restauration tout céramique semble la thérapeutique idéale. Est-ce un choix raisonné ? Peut-on la proposer à n'importe quel patient ? Comment l'intégrer à un plan de traitement prothétique ? Est-ce une thérapeutique fiable, reconnue et durable à long terme ? Peut-on intégrer des préparations partielles dans des prothèses plurales ? Quelles sont les perspectives d'avenir ?

Nous limiterons notre étude aux restaurations en matériau céramique (en le comparant parfois aux autres matériaux) dans le secteur postérieur. Ceci inclut l'ensemble des prothèses fixées, partielles ou totales, unitaires ou plurales, construites uniquement en céramique. Nous axerons davantage notre réflexion sur les restaurations coronaires partielles indirectes qui s'inscrivent dans cette dentisterie de nouvelle génération à l'inverse des restaurations corono-périphériques qui sont plus traditionnelles.

L'axe central de notre réflexion est de s'interroger sur le caractère conservateur des nouvelles restaurations après avoir détaillé les concepts théoriques et cliniques qui régissent l'ensemble de la prothèse fixée. Dans une première partie nous allons détailler les différentes restaurations en matériau céramique du point de vue de leur structure, de leurs indications et contre-indications, de leurs avantages et inconvénients et de leur caractère conservateur ou invasif. Dans une deuxième partie, nous détaillerons l'ensemble des matériaux intervenant dans l'assemblage de la pièce prothétique, du complexe dentino-pulpaire et de la couche hybride à la céramique. Dans la troisième partie, nous décrirons les procédures cliniques mettant en œuvre ces matériaux en les illustrant par des cas pratiques. Enfin, dans la dernière partie nous évoquerons le recul clinique et l'avenir ouvert par les restaurations partielles, les nouveaux matériaux et les nouvelles techniques de conception numérique.

I. Panorama des Restaurations Adhésives en Céramique

I.1. Définitions des termes employés

Avant de rentrer dans le vif du sujet, il semble judicieux de définir précisément les termes en rapport avec notre sujet.

- Odontologie prothétique : Spécificité de la dentisterie destinée au remplacement des structures dentaires, absentes ou détruites pour raison carieuse ou traumatique, par des moyens amovibles ou fixés par collage ou scellement.

- Odontologie restauratrice (ou opératoire) : Spécificité de la dentisterie destinée à éliminer chirurgicalement tous les tissus déminéralisés et à les remplacer par un matériau inerte sans impératif esthétique ni de conservation tissulaire. Selon Lasfargues, elle s'inscrit dans le modèle chirurgical traditionnel fondamentalement invasif qui considère que la carie doit être traitée en remplaçant les tissus détruits par un matériau inerte sensé redonner à la dent sa forme et sa fonction [104].

- Odontologie conservatrice : Spécificité de la dentisterie destinée au remplacement des structures dentaires détruites par les processus carieux ou les traumatismes, tout en conservant le maximum de tissus amélaires et dentinaires résiduels et en instaurant des mesures spécifiques destinées à réduire l'agression bactérienne. Selon Lasfargues, elle s'inscrit dans le modèle médical préventif qui considère que la carie est une maladie infectieuse, dont les lésions ne sont que les signes du processus pathologique. Ce modèle non invasif a pour but de préserver l'intégrité de la dent sur l'arcade durant toute la vie du sujet [104].

- Dentisterie adhésive (ou micro-dentisterie, dentisterie a minima) : Spécificité de la dentisterie basée sur les capacités de collage des résines composites de telle façon à n'éliminer que la dentine infectée et ainsi remplacer les tissus dentaires détruits y compris à un stade avancé tout en conservant le maximum de tissu sain. A partir du moment où un matériau de restauration est collé aux structures dentaires, on peut être conservateur et on doit l'être autant que possible.

- Restauration : Reconstruction de la forme et de la fonction d'une dent.
Il y a des restaurations coronaires partielles (inlay, onlay, overlay, couronne partielle, endocouronne, bridge sur inlays) ou totales (couronne, bridge). Une restauration partielle peut être esthétique (céramique, composite) ou non (amalgame), insérée en phase plastique (technique directe) ou réalisée au laboratoire (technique indirecte).

- Restauration adhésive : Pièce prothétique ou obturation plastique conservatrice qui reconstitue la forme, la fonction et l'esthétique de la dent en faisant appel à des agents de couplage liant chimiquement et mécaniquement le matériau aux tissus dentaires.

- Restauration partielle : Reconstruction de la forme et de la fonction d'une partie de la couronne d'une dent. Elle conserve une partie des tissus coronaires résiduels afin de les protéger et parfois de les renforcer. Elle regroupe les inlays, onlays, overlays, couronnes 3/4 ou 4/5, couronnes partielles, facettes et endocouronnes, ainsi que les bridges sur inlays ou onlays. La plupart des restaurations partielles concernent des dents pulpées mais dans tous les cas sans aucun ancrage radiculaire.

- Restauration périphérique (ou totale) : Reconstruction de la forme et de la fonction de toute la couronne clinique de la dent. La pièce prothétique prend appui sur une préparation périphérique standardisée sur laquelle les faces axiales sont taillées sur toute leur hauteur. Elle regroupe les couronnes et les bridges. La plupart des restaurations totales concernent des dents dépulpées reconstituées avec des faux-moignons à tenon.

- Reconstruction : Réhabilitation sur le plan morphologique et fonctionnel des structures dentaires détruites et affaiblies. Une reconstruction réhabilite soit l'intégralité soit une partie plus ou moins importante de la couronne dentaire.

- Reconstitution coronaire : Restauration d'une dent partiellement détruite ou délabrée par adjonction d'un matériau mécaniquement résistant.

- Reconstitution corono-radiculaire (ou inlay-core, faux-moignon à tenon) : Infrastructure destinée à réhabiliter la forme du pilier de la dent support de la reconstruction prothétique périphérique sus-jacente.

- Couronne (périphérique, ou totale) : Dispositif fixé sur une dent afin de reconstruire l'intégralité de sa morphologie coronaire. Le pilier support est taillé de manière périphérique sur toute sa hauteur jusqu'à un niveau légèrement au-delà ou en-deçà de la gencive marginale, en fonction des paramètres esthétiques et mécaniques.

- Bridge (périphérique, ou total) : Selon l'ADA (1986), dispositif fixé sur des dents ou des implants qui remplace une ou plusieurs dents manquantes et dont les principaux composants sont : les moyens d'ancrage (éléments coronaires fixés sur les dents supports ou les implants, ils déterminent les piliers), les intermédiaires (ils se substituent aux dents manquantes et déterminent la travée) et les connexions (zones de jonction entre les différents éléments, ancrages et intermédiaires) [39].

- Bridge (partiel) sur inlays (ou onlays) : Restauration plurale destinée à remplacer une seule dent manquante en prenant appui partiellement sur les deux dents adjacentes à cette dernière. Suivant qu'un recouvrement cuspidien est nécessaire sur les dents supports, le bridge est dit sur inlays (si aucun recouvrement cuspidien) ou sur onlay(s) (si au moins une cuspide est recouverte).

- Inlay : Restauration prothétique intra-coronaire rigide fixée dans une cavité préparée et agrégée à la dent par collage. Il remplace les tissus dentaires détruits sur la face occlusale et éventuellement proximale, quasi-exclusivement dans le secteur postérieur (excepté l'inlay de classe III et IV qui est propre aux dents antérieures).

- Onlay : Restauration prothétique extra-coronaire rigide fixée dans une cavité préparée et agrégée à la dent par collage. Il remplace les tissus dentaires détruits sur la face occlusale et proximale, et reconstruit les cuspides fragilisées lorsque les parois sont absentes ou trop fines, lorsque les points d'occlusion se situent à l'interface céramique-dent, ou lorsque la dent est intrinsèquement fragile (dent dépulpée, fonction de groupe).

- Overlay (ou onlay de surélévation, onlay de recouvrement) : Type particulier d'onlay qui touche les 5 faces de la dent et reconstitue l'ensemble des cuspides. L'avantage de ce type de restauration est de pouvoir modifier la dimension verticale d'occlusion. Il provient généralement de l'extension d'une cavité d'onlay lorsque les parois ont une résistance insuffisante ou lorsque les contacts occlusaux se situent à l'interface céramique-dent. Il peut aussi être destiné à augmenter la dimension verticale d'occlusion afin de traiter des pathologies articulaires en association avec des traitements orthodontiques.

- Onlay à rainures (ou couronne 4/5) : Type particulier d'onlay recouvrant toutes les faces sauf la vestibulaire pour des raisons esthétiques, dont la préparation comporte deux rainures proximales réunies par une cannelure occlusale, formant une poutre de résistance en U [175].

- Couronne partielle : Pièce prothétique s'apparentant à un overlay mais qui dans un impératif esthétique ou fonctionnel important va recouvrir intégralement une face (généralement vestibulaire) ou plusieurs faces de la dent jusqu'au niveau cervical à la manière d'une couronne conventionnelle.

- Facette avec retour occlusal : Pièce prothétique s'apparentant aux facettes vestibulaires avec retour palatin des dents antérieures. A visée uniquement esthétique, elle est destinée à restaurer la face vestibulaire des prémolaires, avec un retour sur le versant interne de la cuspide vestibulaire pour une meilleure stabilité.

- Endocouronne : Pièce prothétique reconstruisant une grande partie du volume coronaire d'une dent dépulpée mais sans faire appel à une reconstitution corono-radiculaire sous-jacente. L'intrados prothétique prend appui sur les surfaces dentaires au niveau du plancher pulpaire tout en conservant le maximum de parois résiduelles.

- Restauration monobloc (ou monolithique, mono-composant) : Pièce prothétique tout céramique constituée uniquement d'une chape caractérisée en surface. Les restaurations partielles (y compris les endocouronnes) et les couronnes périphériques peuvent être conçues en monobloc et maquillées en surface.

- Restauration duale (ou double, bi-composant) : Pièce prothétique céramo-céramique constituée d'une chape résistante mécaniquement recouverte d'une céramique esthétique. Tous les types de restaurations peuvent être conçus de cette manière.

Les Restaurations Adhésives en Céramique (R.A.C) regroupent l'ensemble des restaurations construites uniquement en céramique (tout céramique), qu'elles soient partielles ou périphériques. Les Restaurations Partielles Collées (R.P.C) regroupent toutes les restaurations partielles fixées par collage. Lorsqu'elles sont en céramique, ce sont les Restaurations Partielles Collées en Céramique (R.P.C.C).

I.2. Approche traditionnelle

Nous abordons ici la technique la plus ancienne dans l'approche de la préparation d'une dent dans l'objectif de restaurer les structures perdues par une prothèse fixée. Dans cette approche traditionnelle, toutes les parois axiales sont taillées sur toute leur hauteur même si du tissu sain subsiste. La taille est dite (corono-)périphérique, ou totale. On peut ainsi parler de restaurations totales (ou corono-périphériques) unitaires ou plurales suivant qu'une (couronne) ou plusieurs dents (bridge) sont concernées par la prothèse.

I.2.1. Restaurations périphériques unitaires

I.2.1.1. Quel intérêt pour les dents postérieures ?

On peut légitimement se poser la question de l'intérêt d'avoir recours à une couronne entièrement en céramique, compte tenu de l'excellent recul clinique des procédés céramo-métalliques, notamment dans les secteurs postérieurs où il y a moins d'exigences esthétiques par rapport aux dents antérieures.

Dans les procédés céramo-métalliques, il est obligatoire d'enfouir la limite cervicale vestibulaire sous la gencive marginale afin qu'elle soit invisible au regard.

Le fait de placer la limite prothétique en sous-gingival peut entraîner une irritation du parodonte a fortiori si l'hygiène est insuffisante à ce niveau. Avec le temps peuvent apparaître une récession gingivale laissant le liseré métallique de l'infrastructure transparaître, ou des tatouages gingivaux dus à la migration des produits relargués par l'alliage métallique dans le parodonte.

L'autre solution consiste à réaliser un joint céramique-dent, qui est très difficile de réalisation avec une adaptation marginale aléatoire.

Couronne céramo-métallique sur une première prémolaire maxillaire sans joint céramique-dent laissant apparaître la chape sous-jacente disgracieuse suite à une récession gingivale

L'opacité de l'infrastructure sous la céramique cosmétique notamment dans les fortes luminosités ambiantes (effet parasol) est moins marquée sur une dent postérieure que sur une dent antérieure. Le point faible reste le bord cervical de la restauration et la transition entre la gencive et la céramique.

Certaines dents postérieures (prémolaires maxillaires, molaires mandibulaires) dans certains cas cliniques particuliers (sourire gingival) ont une haute exigence esthétique de créer l'illusion autant que les dents antérieures. Une approche traditionnelle dans la préparation de la dent n'est pas incompatible avec l'utilisation de procédés modernes mettant en jeu des matériaux hautement esthétiques, biocompatibles et surtout mécaniquement adaptés.

I.2.1.2. Forme des préparations

L'aménagement de la préparation doit satisfaire la triade de Housset. La rétention s'oppose à la désinsertion de la restauration selon son axe d'insertion ou celui de la préparation [175]. La stabilisation empêche sa mobilité sous l'effet des contraintes occlusales [175]. La sustentation empêche son enfoncement sous les contraintes. Les deux paramètres essentiels et indissociables sont la rétention et la stabilisation. Pour une préparation périphérique (dite extra-coronaire), la rétention est assurée par les surfaces verticales axiales externes en opposition pseudo-parallèle.

* L'encastrement mécanique constitue un facteur de succès mécanique pour une restauration périphérique. Il faut toujours tailler la dent de manière à n'avoir qu'un seul degré de liberté, c'est-à-dire un seul axe d'insertion/désinsertion. Plus l'encastrement sera important, plus la restauration sera stable sur les tissus dentaires.

L'encastrement mécanique dépend de :

-> *L'angle de dépouille*. Plus il sera marqué, moins la préparation sera rétentive.

-> *La surface des parois en opposition* pseudo-parallèle (largeur, hauteur). Plus les parois externes opposées seront hautes et larges, plus la préparation sera rétentive.

La rétention est améliorée par la restriction géométrique du nombre de trajets possibles de désinsertion prothétique.

* La dépouille de la préparation c'est-à-dire l'angle de convergence formé entre deux parois externes en opposition doit être comprise entre 10 et 15 °. Au-delà de 20 °, la concentration des contraintes augmente brutalement [175]. Plus la dent est postérieure et difficile d'accès, plus il sera complexe de contrôler l'angle de dépouille qui aura tendance à être trop marqué.

* La réduction des faces axiales et occlusale doit être réalisée de manière homothétique aux contours de la restauration finale. Dans les zones vestibulaires où les exigences esthétiques sont importantes, une épaisseur de 1,2 à 1,5 mm est nécessaire avec une limite supra ou juxta-gingivale. Dans les zones palatines/linguales et proximales, une épaisseur de 0,8 à 1 mm est suffisante avec une limite supra-gingivale. Sur les cuspides d'appuis, l'épaisseur doit être de 2 mm minimum afin de résister aux contraintes mécaniques. Pour les cuspides guides, une épaisseur de 1,5 mm est suffisante sauf si elles supportent une fonction de groupe où 2 mm sont nécessaires.

* La limite cervicale doit être un épaulement à angle interne arrondi avec une largeur adaptée à l'effet esthétique et mécanique recherché, et une situation supra-gingivale aussi souvent que cela est possible. La limite doit être la plus nette et la plus franche possible, sans aucun angle vif ni gouttière, avec un angle interne arrondi de manière à faire travailler la céramique en compression.

* La situation des limites cervicales. L'usage des colles pour l'assemblage contre-indique une situation infra-gingivale de la limite. La transition esthétique céramique-dent étant assurée par les colles, une limite supra-gingivale est suffisante et recommandée. Dans les cas défavorables (manque de hauteur coronaire, carie profonde), une limite infra-gingivale est possible mais en utilisant un assemblage type scellement adhésif.

* Les épaisseurs minimales. La taille est plus rigoureuse et plus exigeante que pour une couronne céramo-métallique mais la technique (pénétration contrôlée) et les épaisseurs sont quasi-identiques. Chaque matériau céramique a des exigences qui lui sont propres, indiquées par le fabricant. L'épaisseur minimale doit être scrupuleusement respectée tant pour la chape (en général 0,5 à 0,8 mm) que pour le recouvrement.

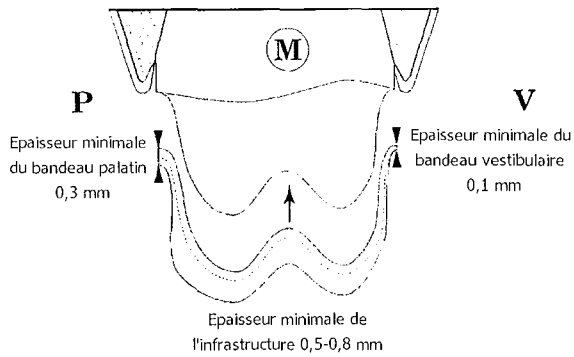
Pour des couronnes à double composant, il faut aménager une épaisseur supérieure à la somme des épaisseurs minimales des céramiques d'infrastructure et de recouvrement. Par exemple, une chape Empress II® nécessite 0,8 mm et son cosmétique Eris® 0,7 mm, donc il faudra aménager une épaisseur de 1,5 mm minimum en vestibulaire.

* La chape peut être conçue de deux façons selon qu'elle recouvre ou non l'épaulement :
-> *Disposition en bandeau périphérique.* La chape recouvre l'épaulement en totalité sur toutes les faces. Nous avons un joint chape céramique-dent.
-> *Disposition esthétique*. La céramique cosmétique assure le joint avec la dent sans être soutenue par la chape en vestibulaire. Nous avons un joint céramique cosmétique-dent.

Sur une dent postérieure a fortiori une molaire, il est préférable de réaliser la chape au contact de la dent jusqu'à la partie extérieure de la limite cervicale en formant un bandeau car elle résistera mieux aux contraintes mécaniques. Le risque d'une réalisation esthétique est d'une part l'ajustage du cosmétique sur la limite cervicale, et d'autre part l'absence de soutien mécanique sous-jacent majorant les risques de décollement ou de fracture du cosmétique.

Si les exigences esthétiques sont importantes, on peut soit réduire l'épaisseur du bandeau vestibulaire à 0,1 mm d'épaisseur, soit concevoir la restauration en joint céramique cosmétique-dent car la chape opaque serait trop visible.

Pour les céramiques polycristallines, il est préférable que le cosmétique soit soutenu par la chape car les liaisons physico-chimiques entre les deux structures sont plus faibles que pour les vitrocéramiques, ce qui augmente le risque de décohésion du cosmétique.

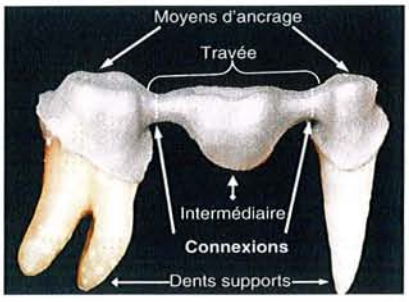


Configuration d'une armature périphérique unitaire avec bandeau périphérique [120]

I.2.2. Restaurations périphériques plurales

Le succès clinique des couronnes unitaires céramo-céramiques a logiquement conduit à l'extension de l'utilisation du procédé pour les restaurations plurales, de petite étendue (3 éléments) ou de longue portée (bridge complet). L'utilisation d'une chape en céramique polycristalline (alumine pure, zircone pure) est indispensable dans les secteurs postérieurs. Les préparations sont identiques à celles des restaurations unitaires.

La pièce prothétique est composée d'éléments. Sur une dent support, l'élément est un moyen d'ancrage (le pilier), primaire s'il borde l'édentement, secondaire s'il est à distance de l'édentement. Les éléments intermédiaires remplacent les dents manquantes. La jonction entre les ancrages et les intermédiaires sont les connexions. La distance entre deux connexions détermine une travée.



Morphologie d'une chape de bridge périphérique [41]

I.2.3. Vers une dentisterie sans métal

La première couronne entièrement en céramique feldspathique (dite jacket) a été scellée en 1886 [93]. La couronne céramo-métallique a été lancée dans les années 60. Aujourd'hui, la dentisterie moderne tend à éradiquer autant que possible la présence de métal au sein des prothèses conjointes quelles qu'elles soient. L'intérêt n'est pas uniquement d'ordre esthétique, il est aussi d'ordre biologique. Les seuls intérêts du métal sont d'ordre mécanique, les procédés céramo-métalliques gardant ainsi leurs indications pour les restaurations plurales de longue portée. Le métal a comme avantages: une excellente résistance et ténacité à faible épaisseur, une bonne adaptabilité (déformation plastique sous les contraintes) et une précision des coulées. L'objectif de la dentisterie est de remplacer le métal par un matériau moderne aussi résistant mais plus esthétique.

La nouvelle génération de patients sera de plus en plus exigeante concernant l'aspect esthétique de leurs restaurations et le rejet du métal et notamment des amalgames deviendra plus fréquent dans les années à venir. A l'heure actuelle, aucune étude scientifique ne fait autorité concernant une éventuelle toxicité du mercure des amalgames d'argent et des vapeurs qu'il occasionne lors de la mastication. Une étude récente de 2006 [49] a été menée sur 207 enfants de 8 à 10 ans pendant une durée de 7 ans. La moitié des sujets a reçu des obturations à l'amalgame et l'autre moitié aux résines composites. Entre les deux groupes, aucune différence significative n'a été relevée dans les mesures de la mémoire, de l'attention, de la fonction visuelle motrice et de la rapidité de conduction nerveuse. En revanche, l'étude a démontré qu'après 5 ans, les patients porteurs de résines composites ont un besoin supplémentaire de soins restaurateurs 50 % plus élevé que ceux porteurs d'amalgames.

Si cette étude démontre avec toutes les réserves possibles que l'amalgame n'est pas dangereux, elle démontre aussi que les soins adhésifs conservateurs nécessitent un meilleur suivi des patients et une plus grande attention.

Il semblerait que ce soit le TEGDMA, contenu dans les résines composites pour diminuer leur viscosité, qui accumulerait davantage de bactéries Streptocoques mutans que les amalgames [211].

I.3. Approche moderne

Cette approche plus conservatrice a été rendue possible par les progrès constants de la dentisterie adhésive. Une restauration moderne a pour objectif de remplacer les structures perdues en préservant au maximum les tissus sains résiduels sauf si ceux-ci ont une résistance mécanique jugée trop faible pour le matériau considéré. On peut ainsi parler de restaurations partielles unitaires ou plurales. Elles se justifient à l'heure actuelle pour de nombreuses raisons : la demande esthétique grandissante, le rejet des amalgames dentaire voire de tous les métaux par certains patients, le concept de préservation tissulaire, la difficulté de réussir des restaurations esthétiques en technique directe (faces proximales, points de contacts, cuspides), la performance des matériaux actuels et leur haut degré de prédictibilité de résultat esthétique.

I.3.1. Principe d'économie tissulaire

On parle d'économie tissulaire lorsque les limites et la géométrie de la cavité qui recevra la future restauration sont déterminées par l'étendue de la lésion carieuse et/ou les vestiges d'une ancienne obturation. On exploite les tissus résiduels pour coller une restauration coronaire partielle qui va renforcer les structures d'une dent fragilisée et les stabiliser le plus longtemps possible.

Il est démontré que le renouvellement des restaurations chez un individu s'accompagne d'une augmentation de la mutilation tissulaire pouvant aboutir à long terme à la perte de la dent sur l'arcade [104]. Il est donc primordial de choisir des restaurations qui vont protéger, préserver et renforcer les tissus résiduels le plus longtemps possible, en différant au maximum l'échéance du renouvellement de cette restauration.

I.3.2. Classification de Mount et Hume (1997)

Aussi appelée classification SiSta (contraction de Site et Stade), elle remplace la traditionnelle classification de Black et permet de caractériser l'importance de la perte tissulaire et la difficulté à restaurer les structures dentaires en technique directe.

Elle prend en considération la localisation de la lésion carieuse (le site) et son étendue (le stade). Elle permet d'évaluer le volume de la future restauration, la proximité pulpaire, la fragilisation des structures résiduelles, et donc de guider le praticien dans son choix thérapeutique.

** Le site nous renseigne sur la localisation carieuse :*

- Site 1 : Lésions des puits et sillons de la face occlusale, et autres défauts des surfaces lisses de la couronne (classes I et VI de Black) -> SITE OCCLUSAL

- Site 2 : Lésions des aires de contact entre les dents adjacentes (classes II, III et IV de Black) -> SITE PROXIMAL

- Site 3 : Lésions proches du rebord gingival, au niveau amélaire, dentinaire ou cémentaire sur toute la circonférence de la dent (classe V de Black) -> SITE CERVICAL

** Le stade nous renseigne sur le volume tissulaire perdu :*

+ Stade 0 (taille initiale) : Lésion sans cavitation limitée à la structure amélaire.
Des reminéralisations prophylactiques permettent de reprécipiter les ions calcium et phosphate dans les tissus.

+ Stade 1 (taille minimale) : La lésion a progressé jusqu'au tiers externe de la dentine.
La reminéralisation n'est plus possible et un traitement restaurateur est nécessaire.

+ Stade 2 (taille modérée) : La lésion atteint le tiers médian de la dentine.
Il reste suffisamment de structures saines pour supporter la restauration sans nécessiter de modifications de la cavité autres que la seule élimination de la carie.

+ Stade 3 (taille large) : La lésion atteint le tiers interne de la dentine.
L'extension de la lésion conduit à une fragilisation des structures résiduelles exigeant des modifications et un élargissement de la cavité, de telle sorte que la restauration supporte l'essentiel des forces occlusales et que les structures restantes soient protégées des risques de fractures.

+ Stade 4 (taille étendue) : La lésion atteint les zones dentinaires parapulpaires.
L'extension de la lésion a conduit à une perte importante des structures, dont les cuspides des dents postérieures et les angles et bords incisifs des dents antérieures.

I.3.3. Options thérapeutiques adhésives en fonction du site

La localisation et l'étendue de la pathologie carieuse vont conditionner le type de restauration conservatrice à envisager :

* Site 1 -> Inlay occlusal (stade 4 uniquement).
-> Overlay si la dent est dépulpée et/ou soumise à des forces importantes.

* Site 2 -> Inlay occluso-proximal (stade 3, pas de destruction cuspidienne).
-> Onlay occluso-proximal (stade 4, destruction(s) cuspidienne(s)).
-> Inlay mésio-occluso-distal (stade 4) : envisageable sur des prémolaires mais aussi sur des molaires si l'occlusion est favorable avec une cavité rétentive.
-> Onlay mésio-occluso-distal (stade 4) : lorsque les deux faces proximales sont détruites sur une molaire, il est préférable d'étendre la préparation vers un onlay avec un recouvrement partiel ou total (overlay) des cuspides affaiblies.
-> Overlay si la dent est dépulpée et/ou soumise à des forces importantes.

* Site 3 -> R.A.C vestibulaire avec retour sur le versant interne de la cuspide vestibulaire (à but uniquement esthétique, stades 1, 2, 3 et 4).
-> Couronne partielle c'est-à-dire onlay ayant une limite vestibulaire cervicale (à but uniquement esthétique, stades 1, 2, 3 et 4).

I.3.4. Considérations cariologiques

Les traitements de lésions carieuses représentent la principale activité d'un omnipraticien. Il est donc primordial de connaître précisément les mécanismes bactériologiques impliqués dans l'initiation et le développement des caries dentaires. « Pour prévenir les attaques d'une maladie et réparer ses séquelles, il est important de bien en connaître les causes et les mécanismes » (Lasfargues) [104].

Pour chaque restauration a fortiori prothétique qui va impliquer financièrement le patient, le praticien doit mettre tous les moyens possibles (obligation de moyens) en amont afin de lutter contre l'attaque bactérienne. Une activité bactérienne diminuée est garante du succès de la future restauration.

Classiquement, la carie est définie comme une pathologie infectieuse causée par des bactéries adhérentes aux surfaces dentaires, et multifactorielle impliquant l'hôte, la microflore, l'alimentation et le temps. Les bactéries responsables de la carie ne sont pas des éléments étrangers mais des organismes endogènes résidants de la cavité buccale.

Selon Thylstrup, la carie n'est pas une infection au sens classique du terme mais un processus local résultant d'une activité bactérienne localisée [104].

Quand, comment et pourquoi les bactéries deviennent-elles cariogènes ? Cette problématique est au centre du succès d'une restauration coronaire. La flore buccale se renouvelle en permanence malgré l'hostilité de l'environnement (variations de pH et de température, agression chimique des aliments). Elle va être perturbée par les forces mécaniques (musculature lors des fonctions orales, brossage) qui vont expulser les bactéries. Celles-ci vont donc avoir tendance à s'accumuler et croître dans les zones où les forces naturelles pouvant les expulser ne peuvent les atteindre. Ce sont les variations intrabuccales des forces mécaniques qui déterminent l'évolution de l'écosystème microbien à l'origine de la production de la plaque cariogénique conduisant à la dissolution de l'émail. Lorsqu'elle est abritée, la plaque croît, s'appauvrit progressivement en oxygène favorisant le développement des bactéries anaérobies qui par glycolyse vont produire l'acide lactique. Cette glycolyse est alimentée par l'alimentation du sujet, d'autant plus qu'il y a d'hydrates de carbone. Une lésion ne devient macroscopiquement visible cliniquement que plusieurs années après l'initiation du phénomène.

L'intérêt du modèle médical de Lasfargues est de désorganiser cet amas bactérien afin de reminéraliser de potentielles lésions invisibles. La reminéralisation correspond in situ à des ions calcium et phosphate qui précipitent spontanément à l'état solide dès lors que la production d'acide en surface cesse.

Le pouvoir tampon de la salive, les gels et vernis fluorés, les vernis à la chlorhexidine, et les ciments aux verres ionomères sont capables d'inhiber le métabolisme bactérien et donc la production d'acides, permettant ainsi la réversion des lésions initiales.

I.3.5. Le modèle médical préventif de Lasfargues

L'économie tissulaire appartient au modèle médical préventif et s'oppose au modèle chirurgical invasif, modèles décrit par Lasfargues il y a plus de 10 ans en 1998 [104]. Ce modèle présente deux aspects indissociables : d'abord la prévention qui évalue les caractéristiques des caries et la motivation du patient, et ensuite envisager la restauration qui préservera le maximum de tissus sains ou pouvant être reminéralisés.

Une restauration non invasive ne peut s'imaginer que dans un cadre favorable où l'hygiène dentaire du patient, son mode d'alimentation et sa motivation sont adéquats. Par exemple, en l'absence d'hygiène dentaire, la réalisation d'une restauration collée ne peut se concevoir sereinement car la probabilité d'échec (reprise de carie) est trop importante et donc le rapport bénéfice/risque est défavorable pour le patient.

I.3.5.1. Comparaison entre modèle chirurgical et modèle médical

MODELE CHIRURGICAL INVASIF	**MODELE MEDICAL PREVENTIF**
Le traitement débute dès le premier rendez-vous	**Un diagnostic provisoire est établi et le risque carieux est évalué**
Toutes les lésions sont présumées actives	**L'activité carieuse est évaluée en fonction du temps : les lésions sont dites actives ou inactives**
La restauration est sensée stopper la carie et soigner la patient d'emblée	**Les restaurations ne sont envisagées qu'après réduction et contrôle du risque infectieux**
Toutes les lésions de l'émail atteignant la jonction amélo-dentinaire sont restaurées	**Toutes les lésions de l'émail non cavitaires sont reminéralisées**
Toutes les lésions dentinaires sont restaurées	**Seules les lésions cavitaires sont restaurées**
Dans le doute on intervient chirurgicalement et on restaure	**Dans le doute on reminéralise, on intervient uniquement en cas d'échec de la prévention**
Dans le doute, toutes les restaurations usagées sont remplacées d'emblée	**Dans le doute on scelle, on répare, on ne remplace que si nécessaire après réduction du risque infectieux**
Les restaurations sont invasives. Les tissus déminéralisés présumés infectés sont éliminés	**Les restaurations sont les moins invasives possibles. Les tissus déminéralisés sont présumés non infectés et reminéralisés**
Le matériau de restauration standard est non adhésif, inerte et souvent inesthétique	**Le matériau de restauration standard est adhésif, bio-actif et invisible**

Comparaison entre modèle chirurgical invasif et modèle médical préventif [104]

Malgré la diminution de la prévalence de la carie dentaire, tous les sujets sont atteints par la pathologie carieuse au moins une fois dans leur vie. La nouvelle dentisterie ne se contente plus de « boucher les trous » mais employe des moyens pour remineraliser les tissus résiduels et réduire le facteur bactérien permettant la mise en place d'une restauration esthétique durable et surtout ne pas éliminer de tissu si çà n'est pas absolument indispensable.

La dentisterie restauratrice traditionnelle appartient au modèle chirurgical invasif. Il considère que la carie est une lésion toujours active qui doit être traitée chirurgicalement en éliminant toutes les structures dentaires déminéralisées en les remplaçant par un matériau inerte sensé redonner à la dent son aspect originel. Ce schéma emprisonne la dent dans la spirale d'une mort programmée [104].

La dentisterie conservatrice moderne appartient au modèle médical préventif. Il considère la carie comme une maladie infectieuse dont les lésions sont les symptômes d'une primo-infection parfois ancienne et qui va initier un processus pathologique de destruction tissulaire lorsque la prévention a échoué. La gestion médicale de la maladie est basée sur l'évaluation du degré de l'activité carieuse, l'instauration de mesures prophylactiques individualisées visant à la remineralisation des lésions, le suivi des

lésions (monitoring) jusqu'à confirmation de la reminéralisation, les traitements restaurateurs étant réservés aux lésions avec cavitation [104].

Les restaurations partielles doivent autant que possible s'intégrer dans ce modèle médical afin de préserver les structures de la dent et d'augmenter ses chances de conservation sur l'arcade pendant toute la vie du sujet, avec un contrôle régulier du risque carieux [104].

I.3.5.2. Modes de restauration pour le site occlusal

Pour quels stades de perte tissulaire les inlays et onlays en céramique sont-ils considérés comme conservateurs ?

STADE	MODELE CHIRURGICAL	MODELE MEDICAL
1	*- technique :* cavité occlusale rétentive et stabilisatrice de Black étendue à la dentine au niveau de tous les sillons *- matériau :* amalgame	*- technique :* scellement des sillons ou ouverture ponctuelle du site carié *- matériau :* sealant, verre ionomère, composite fluide, compomère
2	*- technique :* cavité occlusale rétentive et stabilisatrice de Black en éliminant l'émail non soutenu *- matériau :* amalgame, inlay métallique	*- technique :* cavité dentinaire adhésive avec conservation de l'émail surplombant et biseau adhésif *- matériau :* composite condensable
3	*- technique :* cavité occlusale rétentive et stabilisatrice de Black avec suppression des cuspides affaiblies *- matériau :* amalgame avec recouvrement cuspidien, onlay métallique	*- technique :* cavité dentinaire avec conservation de la dentine déminéralisée et des parois amélaires fragilisées en tenant compte des contacts occlusaux *- matériau :* technique sandwich avec les verres ionomères et les composites
4	*- technique :* recouvrement cuspidien total après pulpectomie. *- matériau :* couronne de recouvrement métallique ou céramo-métallique	*- technique :* recouvrement cuspidien partiel ou total, avec conservation de la vitalité pulpaire si possible *- matériau :* **onlay collé en composite ou en céramique**

Modes de restauration pour les lésions cavitaires de site 1 [104]

Selon Lasfargues, les onlays occlusaux avec recouvrement cuspidien sont indiqués dans les lésions carieuses de site 1 et de stade 4. Pour les stades 1, 2 et 3, les techniques directes sont plus conservatrices, les inlays/onlays sont jugés trop mutilants et trop coûteux par rapport aux bénéfices qu'ils apportent.

I.3.5.3. Modes de restauration pour le site proximal

STADE	MODELE CHIRURGICAL	MODELE MEDICAL
1	- *technique :* cavité proximale rétentive et stabilisatrice de classe II de Black étendue aux sillons occlusaux et macro-rétentions dans la boîte proximale - *matériau :* amalgame	- *technique :* cavité proximale ponctuelle avec accès vestibulo-lingual, ou tunnel par la face occlusale et préservation de la crête marginale - *matériau :* verre ionomère, compomère, composite fluide
2	- *technique :* cavité proximale de classe II de Black avec cavité occlusale secondaire de rétention - *matériau :* amalgame, inlay métallique	- *technique :* cavité proximale adhésive avec accès occlusal marginal limité et préservation partielle de la crête marginale - *matériau :* composite micro-hybride condensable, sealant pour les sillons
3	- *technique :* cavité occluso-proximale de classe II de Black avec suppression des cuspides fragilisées et recouvrement - *matériau :* amalgame ancré, onlay métallique	- *technique :* cavité occluso-proximale adhésive pour technique directe, semi-directe ou indirecte - *matériau :* technique sandwich directe avec les verres ionomères et les composites micro-hybrides, **inlay/onlay collé en composite ou céramique**
4	- *technique :* recouvrement cuspidien total avec pulpectomie - *matériau :* couronne de recouvrement métallique ou céramo-métallique	- *technique :* recouvrement cuspidien partiel ou total, avec conservation de la vitalité pulpaire si possible - *matériau :* **onlay/overlay collé en composite ou en céramique**

Modes de restauration pour les lésions cavitaires de site 2 [104]

Selon Lasfargues, les inlays/onlays/overlays occluso-proximaux sont indiqués dans les lésions carieuses de site 2 et de stades 3 et 4. Pour les stades 1 et 2, les techniques directes sont plus conservatrices, les inlay/onlays sont jugés trop mutilants et chers.

Les restaurations partielles collées ne doivent être réservées que dans les pertes de substances avancées qui fragilisent significativement les structures résiduelles. Au début des années 80, un enthousiasme irraisonné pour les nouvelles techniques de collage a amené à des excès dans l'application des techniques indirectes. De nos jours, « il est plus raisonnable d'appliquer une technique d'obturation adhésive directe, qui est, non seulement plus conservatrice, mais également moins pointue sur le plan clinique et moins coûteuse » (Dietschi) [53].

I.3.6. Restaurations partielles unitaires

I.3.6.1. Historique des restaurations en céramique

L'inlay en matériau céramique est une technique de restauration très ancienne qui remonte aux prémices de la dentisterie. Le concept d'utiliser la céramique dans la dentisterie a été avancé par l'apothicaire français Alexis Duchâteau et le chirurgien-dentiste parisien Dubois de Chemant en 1774. Ils ont mis au point le premier dentier en porcelaine qui a été présenté à l'Académie Royale de Médecine en 1784, remplaçant ainsi l'ivoire d'hippopotame. L'italien Fonzi inventa des dents en porcelaine à crampons de platine pour prothèse complète en 1808, amélioré par la suite par Ash à Londres en 1837. C'est avec Murphy aux Etats-Unis que le concept d'inlay en céramique est véritablement né en 1839 [70]. En 1856, des inlays en céramique préfabriqués sont scellés dans les cavités avec des feuilles d'or. En Allemagne, Herbst met au point les inlays en céramique cuite en 1882. La fabrication des inlays en céramique cuite sur une feuille de platine a été développée par Land en 1888, comme en atteste son brevet déposé en 1887. La technique a été publiée pour la première fois en 1891 par Bruce [25]. Ainsi, ce sont les céramiques qui ont été utilisées en premier comme matériau de restauration. Les amalgames quant à eux sont apparus en 1895 avec Black [206]. Il est intéressant de noter que les inlays en matériau céramique sont apparus avant les amalgames de Black. Jusqu'à nos jours, les amalgames ont peu évolué alors que les matériaux utilisés pour la conception et la fixation des inlays et onlays en céramique ont considérablement évolué. Dans un article paru en 1913 dans le Dental Cosmos, Jenkins dit : « to add restoration of the original beauty of the teeth is supreme triumph ». [70] L'objectif ultime d'une restauration qui soit invisible est convoité depuis près d'un siècle.

Malgré cet enthousiasme, l'adaptation marginale des céramiques et leurs propriétés mécaniques étaient très insuffisantes et aboutissaient trop fréquemment à des échecs d'autant plus que le collage n'existait pas. Il n'existait que le ciment oxyphosphate de zinc qui date de 1880 [206]. Par la suite au début du XXème siècle, l'or était un matériau de choix pour la réalisation des inlays et onlays. C'est un matériau dont on pouvait facilement maîtriser la mise en place et qui ne nécessitait pas une grande rigueur clinique quant à la précision de la préparation et de l'empreinte car sous l'effet des contraintes, l'or va s'ajuster de lui-même aux parois de la cavité, il se brunit. En 1897, Philbrook présente son article « Cast Gold Fillings » sur les modes de préparation pour inlays en or avec sa conception à la méthode de la cire perdue. En 1907, Taggart s'approprie la conception des inlays en or aux dépens de Philbrook. Mais ses brevets lui ont été retirés quand il a été découvert qu'un article écrit par Philbrook a été publié 25 ans auparavant, une copie de l'article ayant été découverte à la bibliothèque de l'université de l'Iowa.

Les concepts de Black en odontologie conservatrice ont été décrits en 1891, à la même période que les concepts des inlays. Or, ce sont deux concepts radicalement différents puisque le principe de Black est d'être préventif des récidives carieuses en étendant les limites de la cavité aux zones de brossage sans aucun impératif de conservation tissulaire. A cette époque, l'hygiène dentaire n'était pas accessible à toute la population, la santé dentaire n'était pas prise en compte par la santé publique et on méconnaissait les mécanismes biologiques et bactériologiques de la carie dentaire. Ainsi, on préférait faire une cavité plus large avec des formes bien déterminées afin d'éviter une reprise de carie. Les autres alternatives étaient les inlays en or et l'or foulé, qui restaient réservé à une minorité compte tenu de leur prix. C'est ainsi que pendant des décennies, ce sont les principes de Black qui ont toujours constitué la référence en matière de préparations de cavités, on l'enseigne aujourd'hui encore dans les facultés.

Le développement des matériaux esthétiques a été amorcé par les ciments silicates, présentés par Fletcher en 1871. Les résines non chargées sont utilisées depuis 1945. Le conditionnement des tissus a été abordé par Hagger en 1951. La couche hybride a été décrite pour la première fois en 1952 par McLean et Kramer [122]. C'est à cette époque que la dentisterie adhésive est née notamment par l'apparition du mordançage de l'émail par Buonocore en 1955 [28] et de la formule du BisGMA par Bowen en 1962.

En 1962, Weinstein décrit une composition moyenne pour obtenir l'adhésion entre une chape métallique et une céramique cosmétique ce qui donna naissance aux restaurations céramo-métalliques. En 1963, McLean et Hughes développent une couronne céramo-céramique avec une chape contenant 40 % d'alumine servant d'infrastructure à une céramique cosmétique dont le coefficient de dilatation thermique est adapté [160].

C'est grâce au développement des céramiques et des matériaux adhésifs à la fin des années 80 qu'on a réellement pu utiliser les restaurations partielles de manière fiable. C'est le 19 septembre 1985 que le premier inlay en céramique usinée par Cerec 1® a été collé sur un patient à l'école dentaire de l'université de Zurich [129].

Les inlays en céramique sont les plus anciennes restaurations prothétiques. Malheureusement, ils ont été abandonnés compte tenu des échecs qu'ils occasionnaient. De 1900 à 1960, c'est l'amalgame, l'or foulé et les inlays en or qui étaient les trois outils thérapeutiques pour restaurer la fonction et la forme de la dent. Ainsi, l'esthétique était négligée par rapport au fonctionnel. C'est grâce aux développements récents des matériaux composites et céramiques qu'on peut sereinement restaurer également l'esthétique pour enfin créer l'illusion dans les secteurs postérieurs de manière fiable et durable.

I.3.6.2. Forme des préparations

La rigueur lors de la taille de la cavité sera essentielle pour la pérennité de l'ensemble dento-prothétique. La céramique étant fragile, elle doit comporter une épaisseur suffisante et uniformément répartie [15]. Pour des préparations partielles, la rétention et la stabilisation sont assurées par les parois internes (et aussi externes pour les onlays et overlays) en opposition. Grâce au collage, il n'est pas nécessaire d'avoir une préparation rétentive. Les préparations partielles doivent respecter les impératifs suivants :

- Des angles internes arrondis au niveau de la cavité centrale et des boîtes proximales (angles intérieurs) et au niveau de l'épaulement (angles extérieurs) sur les faces vestibulaires et palatines/linguales pour les onlays/overlays. Les angles arrondis permettent de diminuer la concentration des contraintes, d'obtenir une adaptation marginale précise et étanche au niveau des limites, et de rendre la cuisson de la céramique plus aisée [100]. Il est impératif d'éliminer tous les angles vifs. La largeur de l'épaulement varie légèrement suivant le type de restauration : 1,2 à 1,5 mm pour les onlays/overlays, 0,8 à 1 mm sont suffisants pour une endocouronne [63].

- La dépouille doit être de 10 à 15° environ pour les restaurations partielles excepté les endocouronnes. Pour ces dernières une dépouille de 6 à 8° est suffisante [63]. Une dépouille trop faible majore les risques de fracture lors de l'insertion de la restauration. A l'inverse, une dépouille trop marquée diminue significativement la rétention mécanique. Compte tenu de la fragilité du matériau céramique, la dépouille est légèrement majorée par rapport aux inlays métalliques ou en composite.

- La profondeur doit être comprise entre 2 et 2,5 mm avec un fond plat pour que le matériau céramique ne se fracture pas. Pour des restaurations métalliques, il existe une corrélation constante positive entre l'épaisseur de la pièce et sa résistance mécanique. Par contre, pour la céramique, la résistance mécanique est proportionnelle à son épaisseur seulement jusqu'à un certain point, au-delà duquel apparaît un affaiblissement de la pièce. Ainsi, une épaisseur de céramique comprise entre 2 et 2,5 mm constitue la situation idéale pour une résistance mécanique optimale. Si la profondeur de la cavité dépasse 2,5 mm, il est recommandé d'utiliser un CVIMAR ou un composite fluide en base intermédiaire pour diminuer le volume de céramique sus-jacente et donner à la cavité une architecture idéale. Cette profondeur doit être plus importante (3 à 4 mm) dans les zones de plus fortes contraintes mécaniques de manière à laisser une plus grande épaisseur au matériau d'infrastructure, au niveau des crêtes marginales (boîtes proximales), des cuspides d'appui (sur un onlay/overlay) et des cuspides guides en diduction dans une occlusion type fonction de groupe.

- La largeur doit être d'au moins 2 mm au niveau de l'isthme occlusal, c'est-à-dire comprise entre le tiers et la moitié de la distance intercuspidienne. Pour une molaire volumineuse, la largeur de l'isthme peut être amenée à 2,5 mm. Un isthme trop étroit est la cause majeure des échecs mécaniques de type fracture.

- La largeur mésio-distale de la boîte proximale doit être de 1 à 2 mm avec une profondeur plus importante de 1 à 2 mm par rapport à la cavité occlusale. Une profondeur plus importante au niveau des boîtes proximales permet de ménager une épaisseur plus importante de céramique d'infrastructure au niveau des zones de plus fortes contraintes mécaniques (crêtes marginales).

- La largeur vestibulo-linguale/palatine de la boîte proximale dépend de la largeur mésio-distale de la restauration. L'angle entre le bord proximo-cervical et la paroi vestibulaire ou linguale/palatine doit être compris entre 60 et 90°. Pour une cavité mésio-occluso-distale, il faut donner à la préparation une forme capable de maintenir la restauration dans le sens mésio-distal donc l'angle sera de 90°. Pour une cavité proximo-occlusale, 60° sont suffisants.

- Absence de biseau ou de chanfrein. Qualtrough a évalué in vitro l'intégrité marginale des inlays en céramique et a démontré que l'adaptation de la résine composite de collage ne montre pas de différences entre des préparations biseautées et non biseautées [161]. Il est donc inutile de biseauter les bords pour augmenter le nombre de prismes d'émail exposés, d'autant qu'un biseau classique implique la présence d'angles aigus et fins de céramique qui ont une faible résistance et cassent durant l'assemblage.

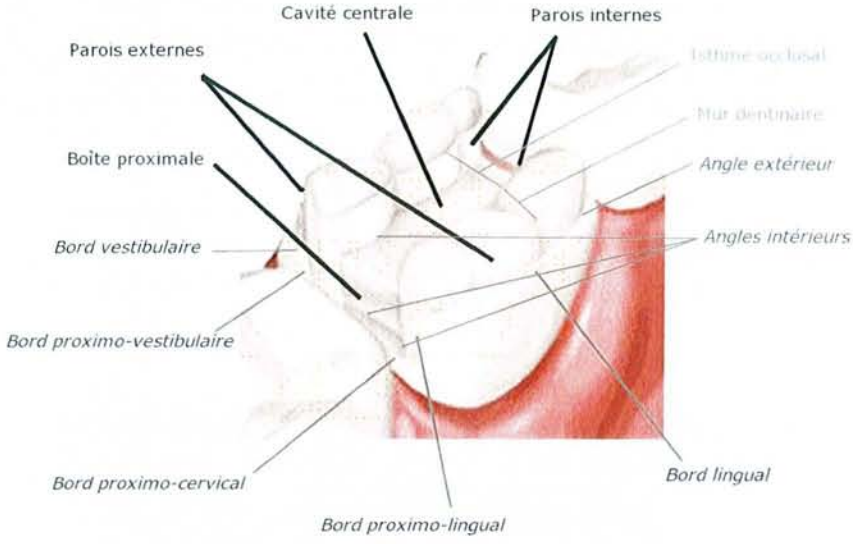
- Les points d'occlusion doivent être marqués au papier occlusal dans les mouvements statiques et dynamiques de manière à apprécier leur position par rapport au joint prothétique et déterminer si on conserve l'occlusion existante ou si on la modifie (correction de surocclusions, prématurités ou interférences). Si un recouvrement cuspidien partiel est nécessaire, il faut vérifier que les autres cuspides ne sont pas support d'une fonction de groupe dans les mouvements de latéralité.

- Déterminer l'occlusion du patient en latéralité : une fonction de groupe créera plus de contraintes occlusales au niveau des prémolaires par rapport à une fonction canine.

- Les limites peuvent être amenées sur les faces axiales lorsque les parois sont trop fragiles c'est-à-dire inférieures à 1 mm d'épaisseur et ainsi créer un recouvrement cuspidien (onlay, overlay). Si une cuspide subit une fonction de groupe, il faut une paroi d'une épaisseur supérieure à 2 mm pour qu'elle puisse supporter ces contraintes

asymétriques sans risque de fracture. Si les impératifs esthétiques sont importants, on pourra abaisser la limite cervicale sous la ligne de plus grand contour, voire dans le cas extrême jusqu'à un niveau juxta-gingival. Par exemple, sur une première molaire chez une patiente avec une ligne de sourire haute, on pourrait voir la différence de teinte au niveau vestibulaire entre l'émail et la céramique, a fortiori si la dentine a été infiltrée par des produits de corrosion d'un amalgame ancien. Dans ce cas, un onlay avec une limite juxta-gingivale vestibulaire permettra de masquer totalement cette imperfection mais au prix d'une mutilation tissulaire plus importante et pas forcément justifiée car il faut toujours garder à l'esprit que plus on conserve de tissu sain plus la dent restera solide.

I.3.6.3. Terminologie



Terminologie d'une préparation idéale pour overlay

La préparation a une architecture qui comporte plusieurs éléments :

* Les cavités : *La cavité centrale* doit avoir un fond plat parallèle à la face occlusale de manière à laisser au matériau une épaisseur homogène. Sa profondeur doit être comprise entre 2 et 2,5 mm. Si elle est plus profonde, une base en fond de cavité doit être utilisée. Dans ce cas, les boîtes proximales n'ont pas besoin d'être reconstituées car le matériau intermédiaire aurait une épaisseur trop importante.

La cavité proximale a la forme d'une boîte. Cette boîte proximale est plus profonde que la cavité centrale de 1 à 2 mm car les lésions carieuses anciennes sont plus profondes à ce niveau. De plus, cela permet au matériau d'infrastructure d'avoir une épaisseur plus importante et donc de mieux résister aux plus fortes contraintes occlusales s'exerçant sur les crêtes marginales. La largeur mésio-distale de cette boîte doit être de 1 à 2 mm.

* Les parois cavitaires : Les parois internes doivent avoir une divergence de 10-15° et les parois externes une convergence de 10-15°. Ces parois seront en contact avec l'intrados de la restauration. L'angle de dépouille est l'angle formé entre une paroi et l'axe de la dent. L'angle de convergence est l'angle formé entre les parois opposées d'une préparation périphérique, et entre les parois externes opposées d'une préparation partielle. L'angle de divergence est l'angle formé entre les parois internes opposées d'une préparation partielle. La dépouille est caractérisée par l'angle de convergence ou de divergence d'une préparation et équivaut à deux fois l'angle de dépouille.

* Les murs dentinaires : Ils sont compris entre les parois internes et externes côtés vestibulaire et palatin/lingual lorsqu'un recouvrement cuspidien est nécessaire. Ils doivent avoir une épaisseur supérieure à 1 mm. La distance minimale entre les deux murs dentinaires (vestibulaire et lingual/palatin) détermine l'isthme occlusal qui doit être de 2 mm minimum. Il y a autant d'isthmes occlusaux que de cuspides en opposition donc il y a deux isthmes sur les préparations partielles sur molaire. Les murs dentinaires sont importants car leur hauteur va conditionner une surface de collage plus importante. Pour une endocouronne, il est souhaitable d'avoir au moins trois murs dentinaires émergeant au-dessus du collet pour optimiser l'encastrement mécanique [63]. Pour un inlay, le mur est amélo-dentinaire et doit avoir une épaisseur minimale de 1 mm sauf si la cuspide guide une latéralité dans les mouvements dynamiques. Dans ce cas, la paroi doit avoir une épaisseur de 2 mm [53]. Pour une dent dépulpée, 1,5 mm sont nécessaires.

* Les bords (cavo-superficiels) : Les bords de la cavité définissent les zones les plus externes de la préparation, à la jonction entre la cavité et les zones dentaires non taillées. Ils définissent les limites de la restauration idéale. Ils seront en contact avec le bord marginal de la future restauration c'est-à-dire la zone la plus déclive entre l'intrados et l'extrados prothétique. Les bords portent les noms des faces correspondantes à la zone considérée. C'est au niveau des bords qu'une ceinture d'émail est nécessaire pour un collage idéal. Une continuité et une coaptation parfaites sont exigées entre la restauration et les tissus amélaires au niveau de ces bords car ils constituent le seul point d'entrée possible pour les agresseurs chimiques et bactériens.

* Les angles intérieurs : Ils se situent à la jonction entre les parois (internes et externes) et le fond des cavités (centrale et proximale), et entre la cavité centrale et la cavité proximale. Ils doivent être arrondis sans angle vif pour ne pas exercer de tensions.

* Les épaulements : Ils se situent à la jonction entre les parois externes et les bords de la préparation. Ils doivent avoir un angle interne arrondi pour faire travailler la céramique en compression (angles extérieurs). Seuls les inlays n'ont pas d'épaulement.

Une restauration type inlay MOD peut être envisagée sur les prémolaires maxillaires y compris dépulpées [78]. Elle doit tenir compte de la largeur de la restauration :

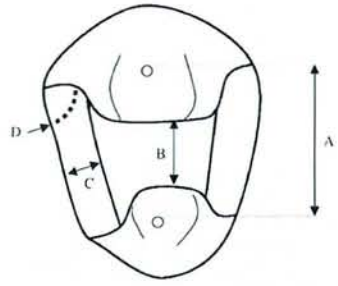


Schéma d'une préparation mésio-occluso-distale pour un inlay en céramique sur prémolaire [78]

Sur le schéma, A est la distance intercuspidienne. L'isthme occlusal en B doit être compris entre la moitié et les 2/3 de cette distance avec un minimum de 2 mm. La largeur mésio-distale de la boîte proximale en C doit être d'au moins 1 mm. L'angle proximo-vestibulaire en D entre le bord proximo-cervical et la paroi vestibulaire doit être de 90 °. La paroi proximo-vestibulaire est donc à 90° du bord proximo-cervical. La paroi interne de la boîte proximale (en contact avec la cavité centrale) est ainsi à 90° de la paroi proximo-vestibulaire de la boîte proximale. Cette configuration permet de s'opposer aux déplacements de la restauration dans le sens mésio-distal.

I.3.6.4. Morphologie de la pièce prothétique

I.3.6.4.1. Les inlays

Ils restaurent de une à 5 faces et ne recouvrent jamais les pointes cuspidiennes. Dans certains cas, l'inlay peut s'étendre dans le sillon intercuspidien par une languette vestibulaire et/ou palatine/linguale. Il existe trois types d'inlays suivant leur étendue mésio-distale. L'inlay occlusal restaure la face occlusale. L'inlay occluso-proximal (occluso-mésial ou occluso-distal) restaure la face occlusale et une face proximale. L'inlay mésio-occluso-distal (MOD) restaure la face occlusale et les deux faces proximales.

Inlay occluso-distal sur la 2ème prémolaire, inlay MOD avec extension dans le sillon vestibulaire sur la 1ère molaire, inlay occluso-mésial sur la 2ème molaire, sur leur modèle de travail. Le bord cavo-superficiel de la préparation est tracé en rouge [195]

I.3.6.4.2. Les onlays

L'onlay est l'extension d'un inlay quand le recouvrement cuspidien est partiel. Recouvrir une cuspide est nécessaire si la cuspide est absente, ou si la paroi résiduelle est trop fragile, ou encore si des points d'occlusion sont présents sur l'interface céramique-dent. Pour une dent fragilisée (dent dépulpée, occlusion en fonction de groupe), recouvrir des cuspides peut s'avérer nécessaire pour parer à tout risque de fracture.

L'onlay remplace une partie seulement des cuspides. On parle d'onlay à une cuspide, onlay à deux cuspides, onlay à trois cuspides :

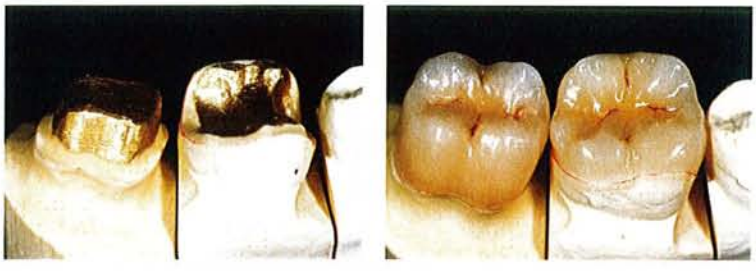
A gauche un onlay à une cuspide, au centre à deux cuspides, à droite à trois cuspides

I.3.6.4.3. Les overlays

L'overlay est l'extension d'un onlay quand le recouvrement cuspidien est total. Les limites cervicales sont supra-gingivales, très à distance de la gencive marginale. Lorsque les deux faces proximales doivent être restaurées, il est parfois préférable de réaliser un overlay et donc de recouvrir toutes les cuspides plutôt que de réaliser un inlay MOD.

Comme pour l'onlay, l'overlay peut être indiqué préventivement pour des dents intrinsèquement fragiles pour lesquelles le risque de fracture est plus important.

L'overlay permet de contrôler la hauteur d'occlusion si nécessaire, de l'augmenter ou de la diminuer selon le cas clinique.



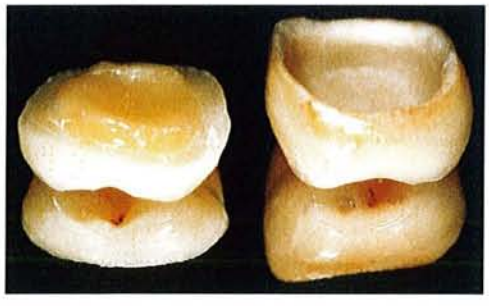
Comparaison entre couronne périphérique à gauche sur la 2ème molaire et un overlay à droite sur la 1ère molaire. On peut noter la conservation tissulaire de la préparation pour l'overlay comparé à celle pour la couronne totale [53]

I.3.6.4.4. Les couronnes partielles et endocouronnes

Ce sont deux types particuliers de restaurations partielles qui ne peuvent s'envisager que dans certains cas cliniques.

La couronne partielle est l'extension d'un onlay ou d'un overlay lorsqu'une face axiale vestibulaire ou linguale est totalement recouverte sur toute la hauteur avec une limite cervicale proche de la gencive marginale. On parle de couronne 4/5 si 4 des 5 faces coronaires sont recouvertes totalement, une face axiale généralement vestibulaire est maintenue à l'état naturel. Une couronne partielle peut ou non faire le « tour de la dent ». Ce qui la distingue d'un overlay est la présence d'au moins une limite cervicale proche de la gencive marginale. Ce qui la distingue d'une endocouronne est qu'elle restaure les dents pulpées.

L'endocouronne est l'extension d'une couronne partielle sur une molaire dépulpée où la prothèse va prendre appui dans la chambre pulpaire pour recouvrir l'ensemble des faces axiales de manière plus ou moins totale. Seules les molaires peuvent bénéficier de ce type de restauration compte tenu de l'anatomie favorable de leur chambre pulpaire. Les molaires mandibulaires sont parfaitement adaptées grâce à la forme rectangulaire large de la chambre pulpaire. Les molaires maxillaires avec une forme plus trapézoïdale sont moins adaptées à ce type de restauration mais peuvent quand même être envisagées. Les prémolaires et les dents antérieures ont une chambre trop étroite et sont soumises à des forces de cisaillement néfastes aux restaurations collées.



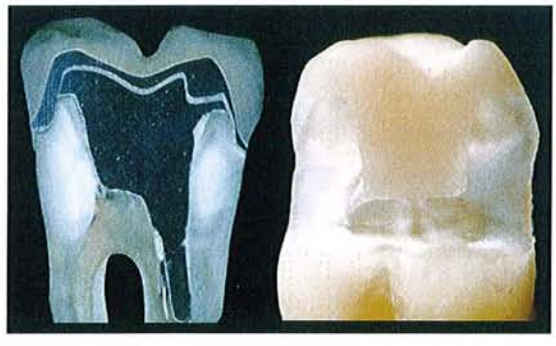
Comparaison entre endocouronne à gauche et couronne périphérique à droite. On peut noter la conservation tissulaire de l'option adhésive sur la technique traditionnelle [53]

L'ancêtre de l'endocouronne est la couronne monobloc de Pissis décrite dès 1992 et validée en 1994 avec la collaboration de Morlot et Lecardonnel [153,154]. Elle nécessite une préparation radiculaire des premiers millimètres canalaires (jusqu'au maximum un tiers canalaire). Sur les molaires, l'ancrage radiculaire ne doit pas excéder 1 mm. La couronne a donc un ancrage radiculaire avec un tenon solidaire à la manière d'une couronne Richmond dans les techniques traditionnelles.

Elles ont été envisagées sur les prémolaires et même sur des canines avec succès [152]. Des études prometteuses ont également été effectuées sur le bloc incisif [21,212].

Evolution de trois concepts de restauration : à gauche inlay-core métallique, au centre couronne monobloc de Pissis, à droite endocouronne [63]

A l'heure actuelle, les couronnes de Pissis ne sont plus utilisées. Les endocouronnes n'ont aucun ancrage radiculaire, elles s'appuyent sur la chambre pulpaire. Elles sont décrites depuis 2000 et sont rendues plus accessibles par les techniques d'usinage CFAO. Le matériau de choix est la vitrocéramique renforcée. L'avantage des endocouronnes par rapport aux couronnes périphériques est l'absence d'ancrage radiculaire source de fragilisation. L'inconvénient est l'indication des endocouronnes limité à l'heure actuelle aux molaires surtout mandibulaires.



Coupes axiales de dents restaurées : à gauche par un inlay-core métallique recouvert d'une couronne céramo-métallique, à droite par une endocouronne. On peut noter le caractère non invasif des endocouronnes et le nombre d'interfaces plus faible par rapport aux couronnes avec inlay-core [63]

I.3.6.4.5. Les facettes avec retour occlusal

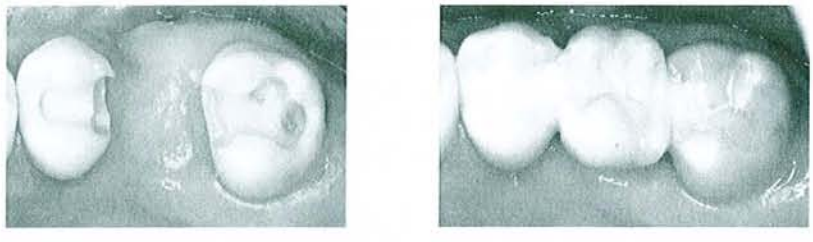
Pour des lésions dentinaires cervicales sur des prémolaires dans les cas où les exigences esthétiques sont importantes, une solution restauratrice esthétique peut consister à utiliser des facettes vestibulaires à la manière des facettes sur les dents antérieures. Le retour palatin est alors remplacé par un retour occlusal pour une meilleure stabilité en prenant soin que l'occlusion n'interfère pas avec les interfaces.

I.3.7. Restaurations partielles plurales

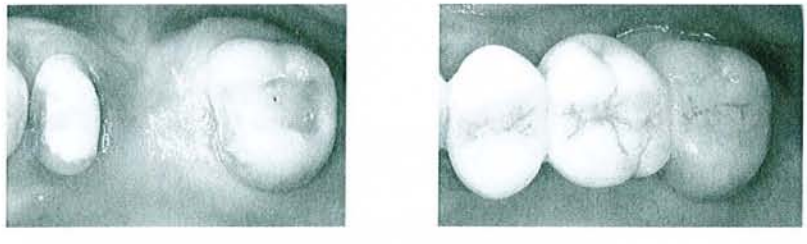
Le succès des restaurations collées unitaires pousse leur utilisation en technique plurale 3 éléments pour remplacer une dent absente. On peut alors parler de bridge sur inlay (ou bridge sur onlay) qui s'appuye d'un côté sur une préparation type inlay et de l'autre sur une préparation type onlay avec un recouvrement cuspidien total ou partiel. On parle de bridge sur inlays quand les ancrages sont des inlays de part et d'autre et de bridge sur onlays quand les ancrages sont des onlays de part et d'autre.

Bridge partiel sur inlays remplaçant une 1ère molaire mandibulaire

Un type particulier de bridge a été expérimenté avec un ancrage périphérique d'un côté et un ancrage partiel de l'autre [138]. Les résultats rapportés par cette étude sont plutôt décevants car 14 des 30 bridges ont connu des complications dans l'année suivant leur pose que ce soit pour les bridges sur inlays ou les bridges « mixtes ». Les matériaux utilisés sont actuels (ZirCAD® avec ZirPress®, collage avec du Panavia F® ou du Multilink automix® après traitement au Rocatec®). Ceci est donc un type de restauration particulier qu'on ne peut pas indiquer dans la pratique de tous les jours. Il faut attendre que des études mettent en avant les paramètres cliniques responsables de ces échecs, comme la surface développée par les cavités ou la longueur de la travée.



Bridge sur inlays remplaçant une 1ère molaire maxillaire [138]



Bridge « mixte » s'appuyant sur une préparation partielle en distal sur la molaire et sur une préparation périphérique en mésial sur la prémolaire [138]

I.4. Indications et contre-indications des R.A.C

La recherche continuelle de thérapeutiques moins invasives et la demande toujours croissante des patients pour un aspect le plus naturel possible de leurs dents restaurées ont créé pour le clinicien un nombre impressionnant d'options thérapeutiques. Le but est de savoir dans quels cas on peut inscrire les R.A.C dans un plan de traitement global.

I.4.1. Classification de Lytlte et Skurow

La classification de Lytlte et Skurow s'organise en 4 classes, ce qui permet de schématiser les traitements associés à une étiologie de dégradation de la denture donnée sur trois critères (état des tissus dentaires, état parodontal, schéma d'occlusion) :

Classe I : dentisterie restauratrice.
Classe II : facettes, couronnes et bridges.
Classe III : reconstruction occlusale.
Classe IV : prothèse parodontale.

* Dans la classe I peuvent s'envisager les inlays et onlays en céramique. Il peut néanmoins exister des lésions parodontales modérées qui doivent être traitées.

Classe I **Dentisterie restauratrice**	
Besoins de nature restauratrice	Patients nécessitant une mise en œuvre de moyens simples de restauration.
Etat parodontal	De l'état de bonne santé clinique à la parodontite modérée.
Contexte occlusal	Le schéma occlusal est soit acceptable soit corrigible par ajustement occlusal.

* Dans la classe II peuvent s'envisager les couronnes partielles, les bridges sur inlays et les endocouronnes. Les destructions tissulaires dentaires sont plus étendues et nécessitent des restaurations à recouvrement plus important.

Classe II **Facettes, couronnes et bridges**	
Besoins de nature restauratrice	Patients nécessitant des restaurations par couronnes à recouvrement partiel ou total avec remplacement de dents absentes par des bridges.
Etat parodontal	De l'état de bonne santé à la parodontite modérée.
Contexte occlusal	Le schéma occlusal est soit acceptable soit modifiable par ajustement occlusal.

* Dans la classe III, les reconstructions prothétiques type couronne ou bridge céramo-céramiques sont envisageables mais majorent considérablement la complexité de la tâche de réhabilitation. Le schéma occlusal doit être reconsidéré en réarrangeant la morphologie dentaire et les trajets mandibulaires en occlusion statique et dynamique pour qu'ils s'inscrivent dans des courbes de compensation harmonisées.

Classe III **Reconstruction occlusale**	
Besoins de nature restauratrice	Patients nécessitant une reconstruction totale de la denture du fait d'une abrasion excessive, de restaurations défectueuses, de caries, de dents absentes, ou d'une combinaison de ces divers facteurs. Les dommages ont un caractère irréversible, d'où la nécessité de la reconsidération de la denture dans sa globalité.
Etat parodontal	De l'état de bonne santé à la parodontite modérée.
Contexte occlusal	L'occlusion tant au niveau postérieur qu'antérieur nécessite d'être entièrement recréée pas des procédures prothétiques.

* Dans la classe IV, la remise en état est plus du ressort de la prothèse amovible que de la prothèse fixée a fortiori conservatrice.

Classe IV **Prothèse parodontale**	
Besoins de nature restauratrice **Etat parodontal et contexte occlusal**	Patients nécessitant une contention par solidarisation de la denture dont la mobilité généralisée résulte d'une dégradation parodontale avancée, compliquée par un trauma occlusal secondaire et dont la stabilisation ne peut être obtenue de façon naturelle.

Cette classification est une première approche clinique rapide permettant de poser les indications de réalisation de restaurations adhésives. On peut aussi éliminer certains cas cliniques de manière formelle : les patients se trouvant dans les classes III ou IV ne pourront raisonnablement pas bénéficier de restaurations collées dans leurs plans de traitement, quel que soit le matériau utilisé car la perte de structure dentaire importante associée à un schéma occlusal perturbé et/ou un état parodontal affaibli ne sont pas compatibles avec une moindre mutilation des tissus et avec le collage.

Les R.P.C comme n'importe quelle reconstruction prothétique qu'elle soit fixée ou amovible ne peuvent se concevoir que sur des dents endodontiquement indemnes ou traitées adéquatement sans signe clinique ni radiologique, parodontalement saines ou stabilisées et réévaluées périodiquement, et dans un contexte occlusal favorable ou rétabli par la future prothèse.

I.4.2. Les restaurations périphériques

I.4.2.1. Indications

Une restauration périphérique doit être préférée à une restauration partielle quand les limites de la préparation ne peuvent être que sous-gingivales ou quand les limites sont dénuées d'émail. Une restauration périphérique céramo-céramique est plus exigeante qu'une restauration céramo-métallique autant dans les procédures cliniques que dans le choix du matériau constitutif. On ne peut les envisager que dans une denture saine avec des exigences esthétiques importantes à modérées.

I.4.2.2. Contre-indications

I.4.2.2.1. Communes aux couronnes et bridges

Les restaurations tout céramique ne peuvent pas s'envisager pour servir de support à des prothèses amovibles partielles à infrastructure métallique. En ce qui concerne les couronnes et bridges tout céramique implanto-portés, le manque de recul clinique déconseille leur utilisation. En effet, l'implant est plus rigide qu'une dent naturelle et n'est pas soumis aux mêmes contraintes.

La contre-indication formelle est la présence de parafonctions pour deux raisons :

- *Les micro-traumatismes répétés* lors de bruxisme provoquent l'écaillage ou la fracture des éléments prothétiques à partir de défauts de surface toujours présents. Des bruxomanies mineures peuvent être tolérées avec le port nocturne d'une gouttière occlusale. Les bruxomanies sévères type bricomanie sont une contre-indication formelle.
- *Les mouvements parafonctionnels* provoquent une usure iatrogène excessive au niveau des dents antagonistes. L'usure est dépendante de la dureté de la céramique, très variable d'un matériau à l'autre et aussi de l'état de surface, une surface rugueuse étant plus iatrogène [4].

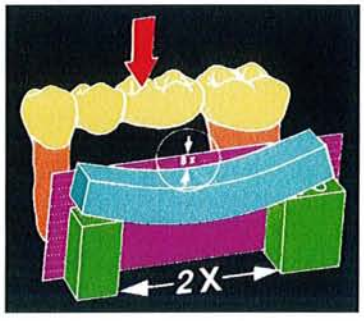
I.4.2.2.2. Spécifiques aux bridges

Trois facteurs doivent être examinés minutieusement : les dimensions de l'édentement, la hauteur clinique disponible et l'équilibre mésio-distal des forces.

A. Dimensions de la travée

La travée est déterminée par l'espace entre deux ancrages adjacents. Il faut caractériser cette travée dans les 3 dimensions: longueur, largeur et hauteur.

Pour les techniques tout céramique, la longueur de la travée ne doit pas excéder 14 mm correspondant à la largeur mésio-distale d'une molaire ou de deux prémolaires [58]. Au-delà de 14 mm, les forces de flexion sont trop importantes. La flexion d'une travée augmente avec sa longueur selon un rapport cubique. Si on double la longueur d'une travée, la flexion subie par cette travée est multipliée par le cube de 2 soit par 8.



Si on double la longueur de la travée d'un bridge, la flexion est multipliée par 8 [41]

La largeur de la travée influence peu la flexion de la restauration [41]. La flexion est inversement proportionnelle à la largeur. La flexion de la travée est inversement proportionnelle au cube de la hauteur.

Ainsi, la longueur augmente beaucoup la flexion, la largeur diminue peu la flexion et la hauteur diminue beaucoup la flexion. Si la longueur d'une travée double (insertion d'un élément intermédiaire en plus), la hauteur des connexions doit doubler pour compenser l'augmentation de flexion générée.

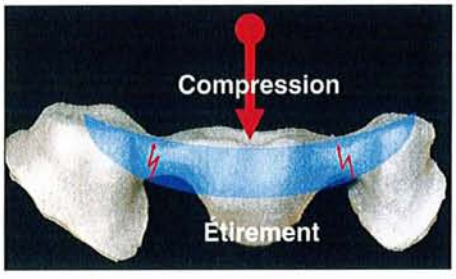
B. Hauteur clinique

La hauteur clinique des restaurations est dépendante de l'espace libre entre le pilier et la dent antagoniste lorsque l'occlusion est en intercuspidie maximale. Un manque de hauteur clinique est une contre-indication si les matériaux céramiques ne pourront atteindre leur épaisseur minimale. Si l'épaisseur minimale du matériau recommandée par le fabricant n'est pas respectée, le risque de fracture devient très important. L'épaisseur minimale de la chape céramique est comprise entre 0,5 (pour la zircone) et 0,8 mm (pour l'Empress II®). L'épaisseur minimale de la céramique cosmétique est comprise entre 0,7 et 1 mm. La hauteur clinique disponible doit être supérieure à la somme des épaisseurs minimales de la céramique d'infrastructure et de la céramique cosmétique.

C. Equilibre mésio-distal des forces

Les bridges tout céramique a fortiori de longue portée doivent amener le praticien à une analyse précise de la valeur de chaque pilier. Il doit y avoir un équilibre des forces des ancrages de part et d'autre des intermédiaires d'une part, et un ancrage suffisant par les piliers pour soutenir le remplacement des dents manquantes d'autre part.

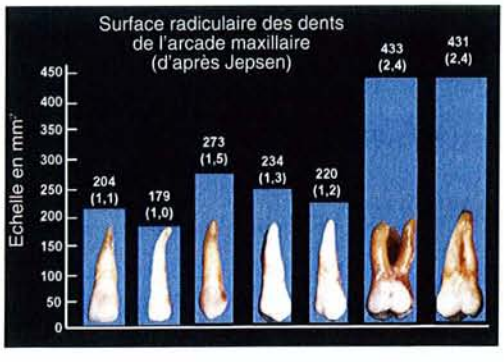
Les bridges sont soumis à d'importantes forces de flexion, quelle que soit la longueur de la travée [41]. Ces contraintes issues des forces occlusales se concentrent au niveau des connexions puis se transmettent aux ancrages avec une direction et une intensité très différentes de celles subies par des éléments unitaires. Lorsque des forces occlusales s'appliquent sur la travée, celle-ci va compresser les faces occlusales des piliers. La zone d'initiation de la rupture d'un bridge est située dans la partie gingivale des connexions qui subissent des forces d'étirement plus importantes [94]. Le pronostic des bridges de petite portée est meilleur que ceux de travée plus longue qui va multiplier l'effet de bras de levier et de torque sur les ancrages [41].

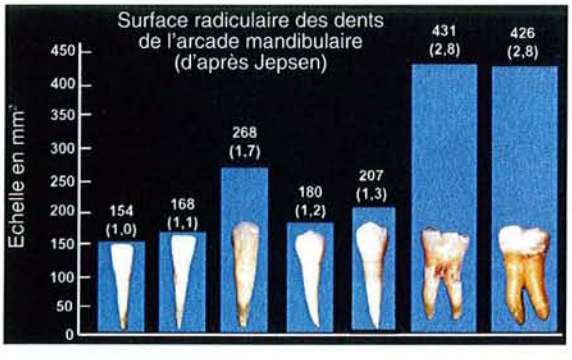


Lorsqu'un bridge est mis en flexion, le maximum des contraintes est situé au niveau de la zone cervicale des connexions de l'armature [41]

Pour des bridges sur préparation périphérique, l'ancrage est dépendant de la surface radiculaire ancrée dans l'os alvéolaire.

La valeur des piliers a été définie par Jepsen en fonction de la surface radiculaire de la dent ancrée dans l'os alvéolaire calculée en mm² [88]. Chaque dent a un coefficient moyen qui détermine l'aptitude de l'ancrage à recevoir une charge. Jepsen détermine que la somme des coefficients des ancrages doit être supérieure ou égale à la somme des coefficients des dents remplacées. Cette méthode permet également de quantifier l'équilibre entre les ancrages de part et d'autre des intermédiaires. Un différentiel important dans la répartition des rétentions provoquera une rupture au niveau du maillon le plus faible. Si le bridge est scellé, un descellement se produit. Si le bridge céramo-céramique est collé, soit il cassera net, soit les racines se fractureront d'où la nécessité d'examiner minutieusement les différents paramètres.





Valeurs des ancrages sur les différentes dents selon Jepsen [88]

On peut légitimement se demander comment on peut quantifier les ancrages sur des préparations partielles de bridges sur inlays. L'ensemble des facteurs tels que la surface des piliers en rapport avec l'intrados, ou encore la mobilité des dents supports vont déterminer dans une certaine mesure la rétention de la pièce prothétique. Le nombre d'éléments à prendre en considération est multiple et complexe. Utiliser des matériaux céramiques sans métal ajoute une complexité de plus, celle de connaître le comportement mécanique du matériau sous les contraintes en compression et en flexion.

I.4.3. Les restaurations partielles

I.4.3.1. Indications

Il y a de nombreux cas cliniques où les inlays pourraient être indiqués. Réunir l'ensemble de ces indications est illusoire, il faut donc faire le bilan sur les 13 points suivants :

1- Hygiène rigoureuse du patient : souvent classée en dernier, l'hygiène du patient est pourtant l'élément le plus important pour garantir le succès de la restauration à long terme. Le brossage régulier et le passage du fil dentaire sont indispensables pour éliminer la plaque dentaire logée dans les espaces interdentaires. L'élément le plus faible de l'assemblage se situe au niveau de l'interface céramique-dent au niveau du joint du matériau de collage. C'est au niveau proximo-cervical que le risque de carie secondaire est le plus élevé. Sans une hygiène satisfaisante, les restaurations collées sont vouées à l'échec, elles sont donc à proscrire dans un environnement buccal non contrôlé. C'est un paramètre simple, objectif et rapide à évaluer.

2- Etendue de la perte de substance : lorsque la restauration est volumineuse et qu'il est impossible de réaliser une obturation plastique convenable tant au niveau esthétique que fonctionnel. En effet, les matrices ne permettent pas toujours de gérer l'anatomie des points de contact. Dans le cas d'une restauration directe au composite, la rétraction de prise va abaisser l'étanchéité du joint si toutefois elle peut être obtenue. Une cavité profonde avec un point de contact et des faces proximales et/ou occlusales difficiles à restaurer est une indication aux restaurations indirectes.

3- Géométrie de la cavité : pour qu'il y ait une rétention il faut au moins 2 parois opposées. Pour qu'un amalgame soit rétentif il faut obligatoirement au moins 2 parois opposées avec des contre-dépouilles. Lorsqu'une cavité est de dépouille et qu'il n'y a aucune paroi en opposition, le matériau de restauration devra obligatoirement être collé.

De plus, lorsqu'une ou plusieurs cuspides sont détruites ou en épaisseur insuffisante, il est très difficile de les restaurer en technique directe. Plus la taille de la cavité est importante, moins il y a de surfaces opposées au niveau des parois, et plus la structure dentaire est fragilisée. Les inlays et onlays permettent de renforcer les structures affaiblies sans aucune nécessité de rétention mécanique puisqu'ils sont collés.

4- Localisation de la cavité : à partir du moment où une face proximale est touchée, l'indication de restauration partielle collée peut être posée. Néanmoins, on peut aussi réaliser des inlays ou onlays sur des dents dépulpées ayant une perte de structure volumineuse au niveau occlusal.

5- Nombre de restaurations à effectuer : si plusieurs restaurations tout céramique sont posées sur l'arcade, cela permet d'harmoniser les teintes et les formes et de gérer efficacement les points de contact.

6- Situation des bords : pour qu'une obturation directe au composite soit étanche il faut une épaisseur minimale de 1 mm d'émail. Les restaurations indirectes collées ne nécessitent une épaisseur d'émail que de 0,5 mm. Il faut impérativement que les bords proximaux soient au mieux supra-gingivaux, ou au pire juxta-gingivaux pour que le collage sous digue puisse se faire en l'absence totale d'humidité. Si l'épaisseur d'émail est inférieure à 0,5 mm, on peut recourir aux ciments verre ionomère pour rehausser les limites de préparation afin que le collage s'effectue sur ces matériaux et pas sur la dentine. Cette pratique n'est néanmoins pas conseillée dans la pratique courante.

7- Anatomie de la face occlusale : de part la forme des cuspides et l'angle cuspidien marqué, les prémolaires maxillaires et les molaires mandibulaires sont considérées comme à risque. Les R.P.C permettent de diminuer ces risques.

8- Hauteur clinique de la couronne : lorsqu'une dent de faible hauteur nécessite une élongation coronaire ou une pulpectomie pour réaliser un inlay-core et augmenter la rétention, il est judicieux de réaliser des restaurations collées qui ne nécessitent aucune rétention mécanique, pourvu que les épaisseurs de céramique puissent être suffisantes.

9- Structure des dents antagonistes : si elles sont déjà en céramique, il peut être judicieux de réaliser des R.A.C de façon à limiter l'abrasion et maintenir une dimension verticale stable dans le temps.

10- Forte demande esthétique et motivation de la part du patient à s'impliquer dans le pari prothétique.

11- Faible cariosusceptibilité du patient : il est important d'évaluer la susceptibilité du patient à développer des lésions carieuses. Ceci nécessite une bonne connaissance de son patient, c'est-à-dire compter le nombre de nouvelles lésions carieuses par an et juger de leur volume et de leur progression dans le temps. On pourra tolérer une nouvelle lésion carieuse par an pour considérer les dents du patient comme faiblement cariosensibles. Au-delà de deux par an, elles seront considérées comme cariosensibles.

12- Age du patient : les R.P.C.C sont préférentiellement destinées à des patients jeunes car l'état histologique des tissus dentinaires et pulpaires sont compatibles avec une qualité du joint de collage et une réponse pulpaire favorable à long terme.

13- Allergie du patient à des alliages métalliques ou à des composés résineux, ou présence de galvanisme. C'est un cas particulier, il s'agit d'une indication indirecte.

I.4.3.2. Contre-indications

Il faut rechercher de manière attentive les cas cliniques où certains facteurs contre-indiquent formellement l'utilisation de matériaux céramiques collés. Ces facteurs peuvent être évalués dès la première séance pré-prothétique, sans devoir tailler la dent, soit par l'examen clinique, soit par l'examen radiographique, soit par l'anamnèse et interrogatoire du patient. Si un seul de ces facteurs est présent, les R.P.C sont déconseillées :

- Hygiène insuffisante : une hygiène irréprochable est indispensable pour le maintien de l'étanchéité marginale afin de limiter les risques d'échecs liés à la reprise de carie par infiltration au niveau des limites prothétiques.

- Présence de parafonctions : les micro-traumatismes répétés sont susceptibles d'entraîner l'écaillage ou la fracture des éléments prothétiques à partir de défauts de surface toujours présents. Seule la bricomanie (forme sévère de bruxisme) est jugée incontrôlable et constitue une contre-indication formelle à l'utilisation des systèmes tout céramique y compris pour les couronnes et les bridges.

- Contexte occlusal défavorable : la présence d'interférences dans les mouvements dynamiques mandibulaires ou de surcharge occlusale sont considérés comme des mouvements parafonctionnels qui induisent des usures iatrogènes au niveau des dents naturelles antagonistes.

- Situation des bords : la présence de bords sous-gingivaux ne permet pas un collage satisfaisant à long terme car le collage sur la dentine reste imparfait et risqué.

- Pose de la digue impossible : sauf cas particulier, le collage doit se faire sous digue. Si la pose de la digue est impossible ou si la situation clinique est telle qu'un champ opératoire sec ne peut pas être obtenu, on ne pourra pas opter pour des restaurations partielles collées.

- Profondeur de la cavité : il faut aménager une épaisseur minimale de 2 mm pour que la céramique conserve toutes ses propriétés mécaniques. Si une cavité ne peut aménager un tel espace, une restauration adhésive en céramique ne peut y être placée.

- Position de la dent adjacente : le surplomb proximal ne doit pas excéder 2 mm. Lorsque la cavité est trop profonde ou la couronne clinique trop longue et que le point de contact de la dent adjacente se situe à plus de 2 mm de la limite cervicale de la préparation seuls les inlays métalliques, compo-métalliques ou céramo-métalliques peuvent être indiqués.

- Forte cariosusceptibilité du patient : si le patient développe au moins deux nouvelles lésions carieuses, il faudra éviter les R.P.C compte tenu du risque élevé de reprise carieuse en l'absence d'hygiène, ou instaurer des mesures prophylactiques et de suivi clinique minutieuses.

- Manque de coopération ou de motivation de la part du patient : les traitements prothétiques à visée esthétique nécessitent que le patient soit impliqué dans le traitement et qu'il accepte les aléas s'il y en a, notamment quand le résultat esthétique ne peut être garanti à 100 %.

- Manque de moyens financiers : les R.P.C.C coûtent plus cher qu'une restauration traditionnelle mais il est du devoir du praticien d'expliquer à leurs patients le bénéfice pour la dent sur le long terme à savoir une plus grande longévité. On ne doit pas avoir de préjugés quant aux possibilités financières du patient et ainsi lui proposer toutes les options thérapeutiques. La dentisterie doit se placer dans cette optique de concevoir la restauration qui a le plus de chances de durer le plus longtemps possible au sein d'un organe dentaire sain.

- Nombre de dents absentes par hémi-arcade : lorsque plus d'une dent postérieure (prémolaire ou molaire) manque sur une hémi-arcade, la priorité est de remplacer la ou les dents absentes et non de restaurer les structures détruites dans une optique conservatrice. Lorsqu'une dent est absente sur l'hémi-arcade postérieure, il peut être envisagé de réaliser des bridges collés sur des préparations partielles. Au-delà d'une dent manquante c'est inenvisageable.

I.4.3.3. Bilan clinique et décision thérapeutique

Les restaurations partielles nécessitent un examen clinique et radiologique plus approfondis que les restaurations périphériques. Pour confirmer l'indication, il est indispensable de déposer l'ancienne restauration, éliminer les tissus éventuellement infiltrés et aménager les parois résiduelles de manière à visualiser tous les paramètres qui seront garants de la qualité et de la longévité de la future restauration.

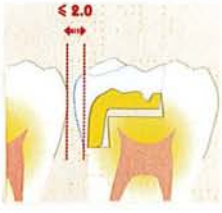
Une fois les cavités « pré-taillées », le champ de vision permet de confirmer les indications : épaisseurs suffisantes pour la céramique, épaisseur d'émail suffisante sur les bords cavitaires, points d'occlusion en dehors des limites dent-restauration, épaisseurs résiduelles des parois suffisantes, absence d'effraction pulpaire, absence de surplombs proximaux importants.

Dans certaines configurations, soit la préparation va être légèrement modifiée vers un autre type de restauration partielle, soit la préparation va être totalement modifiée et se destiner à une restauration périphérique, soit c'est le matériau de la restauration qui va changer. Ces configurations cliniques peuvent compromettre le plan de traitement établi:

- Effraction pulpaire lors de la dépose de l'ancienne restauration : lorsque des infiltrations carieuses n'ont pas été visibles sur la radio ou que le volume de la restauration ou la proximité pulpaire ont été sous-estimées, une effraction pulpaire peut se produire lors de la taille. Un traitement endodontique s'avère dans ce cas recommandé a fortiori si des bactéries sont restées longtemps sous une obturation non étanche. Si l'obturation était étanche et qu'il n'y a aucun tissu carieux sous-jacent, un coiffage direct chez un patient jeune peut être envisagé si les conditions cliniques sont optimales (digue).

- Email en épaisseur insuffisante ou absent : si la bordure d'émail périphérique a une épaisseur inférieure à 0,5 mm, le collage aura une efficacité nettement diminuée car il s'effectuera sur la dentine ou sur une base intermédiaire au CVI. En fonction du cas clinique, la R.P.C initialement prévue peut être abandonnée au profit d'une restauration partielle métallique ou céramo-métallique scellée voire d'une restauration périphérique.

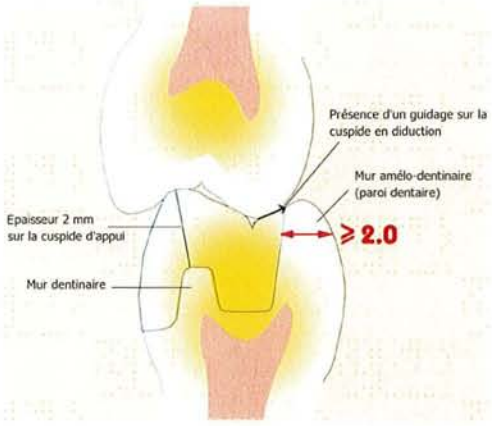
- Surplomb proximal supérieur à 2 mm : dans ce cas, l'inlay en céramique doit être abandonné au profit d'un inlay métallique, céramo-métallique ou compo-métal.



Si la distance mésio-distale entre le bord proximal de la préparation et le point de contact de la dent adjacente est supérieur à 2 mm, la céramique ne peut être utilisée seule dans la future restauration [53]

- Parois trop fines : si une paroi a une épaisseur inférieure à 1 mm, il faut étendre la préparation vers l'onlay et recouvrir cette cuspide affaiblie.

Pour un inlay ou onlay préservant une cuspide supportant une fonction de groupe dans les mouvements de latéralité, les parois doivent avoir une épaisseur supérieure à 2 mm :



Avec une occlusion en fonction de groupe,les cuspides doivent avoir une paroi plus solide

- Point d'occlusion à l'interface céramique-dent : dans ce cas, l'inlay est transformé en onlay avec un recouvrement de la cuspide portant ce contact occlusal défavorable.

Aucun contact de la cuspide antagoniste n'est permis sur l'interface dent-restauration. Si un contact existe à ce niveau, le recouvrement cuspidien est indispensable (extension inlay vers onlay, ou onlay vers overlay) [53]

Les difficultés cliniques pouvant remettre en question les choix initiaux doivent être anticipées par le praticien afin de guider le traitement dans la bonne voie et d'expliquer au patient les différentes éventualités dès le départ du traitement. L'objectif de tout traitement prothétique est d'aménager la restauration de manière à obtenir une probabilité de succès à long terme la plus importante possible.

I.5. Avantages et inconvénients des restaurations collées en céramique

I.5.1. Les restaurations périphériques

I.5.1.1 Avantages

Les restaurations unitaires bénéficient à présent d'un recul clinique satisfaisant permettant une utilisation sereine dans la pratique quotidienne. L'absence de métal

améliore l'esthétique et la biocompatibilité tissulaire. Le collage assure une étanchéité parfaite du joint dento-prothétique comparé aux restaurations scellées. La jonction céramique-dent est invisible ce qui autorise une limite supra-gingivale y compris sur les tissus gingivaux fins, ce qui augmente considérablement la tolérance biologique notamment parodontale. De plus, il n'y a aucun problème d'allergie ou de polymétallisme (galvanisme) comme c'est le cas avec les composites ou certains alliages métalliques.

I.5.1.2. Inconvénients

L'inconvénient des techniques céramo-céramiques sur préparation totale est d'abord financier. Les frais de laboratoire sont plus importants, un personnel qualifié est nécessaire. L'examen clinique doit être plus précis afin que les indications et contre-indications puissent être convenablement posées. Les réglages occlusaux sont plus rigoureux et doivent permettre à la restauration de ne pas subir de forces excessives dans les mouvements statiques et dynamiques. Pour une restauration avec une chape métallique, des forces excessives vont mettre le métal sous tension et éventuellement le déformer plastiquement avant la rupture. Pour une restauration avec une chape céramique, des forces excessives vont provoquer une fracture car le matériau a une capacité de déformation plastique avant rupture très faible. Les bridges tout céramique doivent être considérés comme à risque compte tenu du manque de recul clinique et de la fragilité intrinsèque de la céramique.

I.5.2. Les restaurations partielles

I.5.2.1. Avantages

Les restaurations partielles en céramique présentent de nombreux avantages ce qui pallie aux nombreux inconvénients des restaurations utilisant des matériaux plastiques :

+ D'un point de vue fonctionnel, elles renforcent les structures résiduelles de la dent. Des reconstitutions partielles collées en céramique présentent une rigidité égale voire supérieure à celle des dents naturelles indemnes [53].

+ D'un point de vue esthétique, la céramique est le matériau qui peut atteindre le plus haut degré de mimétisme avec la dent naturelle.

+ D'un point de vue parodontal, la céramique est un matériau très biocompatible et extrêmement lisse sans porosités ce qui empêche la plaque dentaire de s'y fixer et de créer une inflammation parodontale.

+ D'un point de vue occlusal, leur grande résistance à la compression permet aux restaurations de maintenir leur forme originale à long terme ainsi que leur hauteur d'occlusion.

+ D'un point de vue radiologique, la radio-opacité de la céramique est proche de celle de l'émail, ce qui permet de pouvoir déceler facilement une reprise de carie sous la restauration. Le maintien de la vitalité pulpaire associé à cette possibilité de déceler facilement une reprise carieuse s'avère intéressant pour détecter un échec précocement.

+ L'adaptation marginale des différentes céramiques est excellente ce qui permet une bonne étanchéité à long terme.

+ Les céramiques sont hautement biocompatibles et appartiennent à la classe des biomatériaux inertes.

+ L'absence de métal assure une parfaite transition esthétique avec les tissus dentaires et évite les problèmes d'allergie ou de polymétallisme.

I.5.2.2. Inconvénients

Les restaurations adhésives partielles en céramique présentent néanmoins quelques inconvénients non négligeables :

- D'un point de vue financier, le coût est élevé et le remboursement par les organismes de sécurité sociale est faible et nettement insuffisant pour qu'elles soient intégrées dans les plans de traitement quotidiens. Suivant la région géographique, le remboursement par la sécurité sociale est, soit identique à celui d'une obturation plastique (entente directe avec dépassement d'honoraires, suivant le nombre de faces : SC-7 pour une face, SC-9 pour deux faces, SC-12 pour trois faces), soit nul si l'acte est considéré hors nomenclature (HN).

- Leur mise en œuvre clinique demande une grande rigueur dans toutes les étapes de réalisation de la conception au collage final.

- Leur mise en œuvre au laboratoire requiert pour la majorité des systèmes céramiques un personnel hautement qualifié et spécialisé dans une technologie de céramique particulière. Un laboratoire peut être spécialisé dans une à deux technologies de céramique, rarement davantage, ce qui limite le choix du praticien et les options thérapeutiques.

- D'un point de vue fonctionnel, les céramiques ont une dureté plus importante que l'émail ce qui peut entraîner une usure excessive des dents antagonistes.

- Lors du réglage de l'occlusion, les céramiques sont difficiles à polir ce qui majore l'usure des dents antagonistes lorsque les surfaces sont insuffisamment polies [4]. Il peut également arriver lorsque les retouches sont importantes que les pigments de surface incorporés lors du maquillage de surface disparaissent. L'étude d'Al-Hiyasat [4] démontre qu'une surface de céramique non polie provoque une usure plus importante de l'émail des dents antagonistes qu'une surface polie. Il démontre également que les boissons contenant des carbonates provoquent une usure plus importante des dents antagonistes aux restaurations en céramique quel que soit son état de surface.

- La céramique est intrinsèquement fragile et résiste plutôt mal à la flexion et donc aux forces transversales de cisaillement. Lorsque les contraintes fonctionnelles sont trop importantes, la céramique peut fracturer y compris lors de l'essayage de la restauration. Néanmoins, les fractures décrites dans la littérature impliquent souvent des céramiques d'anciennes générations aux propriétés mécaniques relativement moyennes.

- Il est impossible de réparer ou modifier la restauration par adjonction de matériaux plastiques. Lorsqu'une fracture ou fêlure de céramique apparaît, cela est indirectement considéré comme un échec car la réfection est la seule solution valable.

I.5.2.3. Les aléas des restaurations coronaires directes

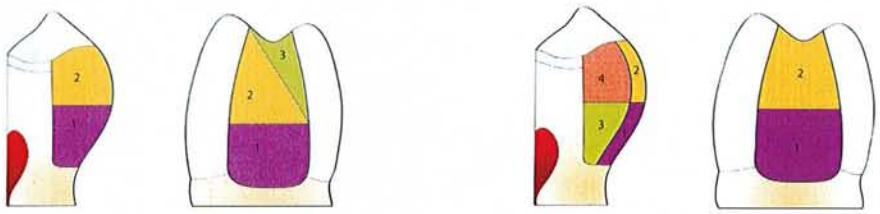
Les techniques d'obturation directe sont les plus faciles à mettre en œuvre lorsque la cavité a une taille de petite à moyenne sans perte cuspidienne et sans fragilisation des parois résiduelles. Les matériaux utilisés peuvent être l'amalgame, les résines composites ou les compomères, voire les CVI ou CVIMAR dans certains cas.

Concernant l'amalgame il n'y a aucune preuve scientifique quant à sa toxicité à ce jour. Néanmoins, ils sont susceptibles de se corroder en bouche surtout en présence d'autres métaux (autres amalgames, couronnes, bridges, châssis de stellites, etc...). Les oxydes métalliques issus de cette corrosion migrent d'une part à travers les tissus dentinaires et provoquent une coloration gris-bleu qu'il est d'ailleurs impossible à éliminer, et d'autre part dans le parodonte provoquant des tatouages gingivaux inesthétiques. Les contacts répétés sur les amalgames libèrent des constituants du matériau, en particulier le mercure qui a une toxicité relative. L'amalgame a également un coefficient de dilatation thermique presque deux fois supérieur à celui des tissus dentaires, créant un vieillissement plus rapide des interfaces de moins en moins jointives. En fonction du volume de la cavité, la structure dentaire a un risque plus ou moins important de fêlure

ou de fracture. Jokstad a rapporté des fractures dentaires dans plus de 15 % des cas de restaurations à l'amalgame [89].

Néanmoins l'amalgame, matériau datant de plus d'un siècle, reste une indication dans certains cas cliniques où l'épaisseur amélaire, l'hygiène, la motivation et/ou les moyens financiers sont insuffisants.

En ce qui concerne les composites réalisés en technique directe, la polymérisation n'est jamais totale et il subsiste un taux de résidus non polymérisés de 6 % en moyenne [172]. Ces résidus non polymérisés sont de puissants irritants potentiellement allergènes. Il y a également l'inconvénient de la contraction de polymérisation. Ce taux varie entre 0,6 % et 0,99 % [136]. Ce taux diminue lorsque la proportion de charges augmente. Cette contraction de polymérisation joue un rôle important dans le phénomène de micro-décollement (micro-leakage) en exerçant des forces importantes sur l'adhésif au niveau du joint. Une étude récente [54] rappelle que quelle que soit la technique de mise en place d'un composite, les micro-infiltrations existeront toujours. Cependant, la technique de mise en place type stratification centripète est celle qui permet une meilleure adaptation au niveau des bords cervicaux et occlusaux. Les stratifications obliques ou monobloc sont moins efficaces. Cette information a un intérêt pour la technique de réalisation des restaurations partielles provisoires réalisées aux composites en technique directe.



A gauche, stratification oblique. A droite, nouvelle méthode de stratification centripète : 0,5 mm de composite est placé contre la matrice en proximal et 2 couches successives obturent la cavité occlusale formée [54]

Un autre inconvénient majeur est le coefficient de dilatation thermique des composites qui est environ trois fois plus élevé que celui des tissus dentaires. Lors des élévations ou abaissements de température dans la cavité buccale, le composite va subir davantage de variations volumétriques que les tissus sous-jacents mettant ainsi sous tension le joint de collage au niveau de l'interface. De plus, pour que le collage d'une restauration directe en composite ait une étanchéité suffisante, au moins 1 mm d'épaisseur d'émail doit être présent sur les limites de la cavité. Une épaisseur insuffisante impose l'utilisation d'un fond de cavité aux verres ionomères de manière à réaliser un sandwich ouvert, le tout avec une surveillance clinique et des moyens de prévention efficaces.

I.6. Cas cliniques particuliers

Dans certains cas, le clinicien doit être plus vigilant dans ses choix.

I.6.1. Les dents à risque

1- La position de la dent : au sein d'une denture, certaines dents sont plus à risque que d'autres car elles sont soumises à des forces plus importantes. La dernière molaire d'une arcade est celle qui va subir les forces axiales les plus importantes. Les efforts fonctionnels sont décroissants de la dernière molaire vers le secteur antérieur [53] :

L'étude de Reiss de 2000 [165] sur la longévité de restaurations partielles usinées Cerec® a montré que le taux de survie était plus élevé sur les prémolaires que sur les molaires. L'emplacement de la restauration a donc son importance, les molaires étant plus à risque. Quatre éléments peuvent justifier une moindre longévité sur les molaires :

- Elles subissent plus de forces mécaniques.
- Leur position postérieure peut rendre l'étape de collage plus aléatoire (accessibilité).
- Leur position postérieure peut rendre l'application de soins d'hygiène plus compliquée par le patient.
- Leur angle cuspidien est plus marqué.

2- L'angle cuspidien : c'est la pente des cuspides sur la face occlusale qui va déterminer l'angle cavo-superficiel de la future restauration. Plus les cuspides sont pentues c'est-à-dire plus l'angle formé entre le pan interne de la cuspide et l'axe de la dent est fermé, plus l'angle cavo-superficiel c'est-à-dire l'angle formé entre la face axiale interne de la cavité et la surface occlusale sera faible. Plus l'angle cavo-superficiel est faible (aigu), moins il y aura d'épaisseur de céramique au niveau des bords, plus le risque de fracture sera important à ce niveau qui est déjà la zone « sensible » par nature. Ce phénomène expliquerait les micro-fractures de céramique au niveau de l'interface. Ce sont les prémolaires maxillaires et les molaires mandibulaires qui ont les cuspides les plus pentues habituellement [53] :

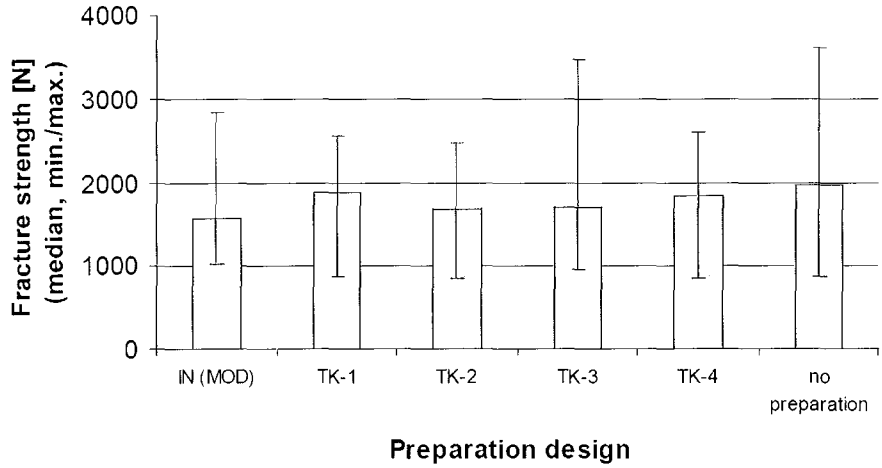
3- L'épaisseur d'émail au niveau des bords : plus il y aura d'émail et plus le collage sera efficace et durable. Une épaisseur de 0,5 mm est jugée suffisante pour assurer un collage satisfaisant pour les restaurations partielles collées indirectes ou semi-directes alors que 1 mm est nécessaire pour une restauration en composite directe [53] :

4- La présence de défauts occlusaux : c'est la restauration qui doit s'adapter à la dent et non l'inverse. La présence de défauts (érosion, attrition) complique l'intégration de la restauration et laisse supposer des forces mécaniques plus importantes dans certaines zones. Ils doivent toujours guider le praticien dans la recherche de parafonctions (bruxisme), ou de troubles occlusaux (surocclusion, prématurité, interférence en propulsion ou en latéralité) [53] :

5- Le volume de la restauration : les études récentes démontrent que le volume de la restauration collée n'a aucune influence sur la résistance mécanique de la pièce prothétique sous les contraintes. C'est donc un préjugé à éliminer des esprits. Un onlay de grand volume n'a pas plus de risque de fracturer qu'un onlay de faible volume. Les matériaux doivent respecter certaines épaisseurs tant minimales que maximales, ce sont des épaisseurs trop grandes ou trop faibles qui vont majorer les risques de fracture et non l'étendue de la restauration.

Stappert [182] a calculé la résistance à la fracture de prémolaires restaurées avec des inlays MOD, et des onlays de différentes étendues allant de 1 à 4 cuspides de recouvrement, avec comme témoin une dent non préparée. Des restaurations en céramique IPS e.max Press® sont collées au Variolink II® et placées dans un simulateur thermo-mécanique (1.200.000 cycles, 98 N, température 5/55 °C). La force appliquée pour faire fracturer la restauration est calculée et exprimée en newtons. Les inlays mésio-occluso-distaux sont notés IN MOD, les onlays recouvrant 1 cuspide TK-1, 2 cuspides TK-2, 3 cuspides TK-3, 4 cuspides TK-4, et la dent témoin sans préparation.

Les résultats sont les suivants :



Résistance à la fracture (en N) des restaurations en fonction du type de préparation cavitaire [182]

On peut conclure que le volume de la restauration n'a aucune influence sur sa résistance mécanique à partir du moment où la cavité est restaurée avec une technique collée. Les inlays MOD ont ici une résistance à la fracture légèrement en deçà des autres types de préparation donc ils sont à éviter autant que possible. Lorsque les deux faces proximales sont atteintes, un recouvrement cuspidien est recommandé. Il est à noter que 100 % des restaurations ont survécu aux tests de résistance thermo-mécanique. Une dent restaurée avec un onlay collé quelque soit le nombre de cuspides recouvertes a une résistance proche de celle d'une dent naturelle saine non préparée.

Stappert a réalisé de nombreuses autres études qui démontrent toutes que l'étendue de la restauration partielle (en céramique pressée) n'a pas d'influence sur sa résistance mécanique [184].

I.6.2. Limites sans émail

Une limite sous-gingivale est synonyme d'absence d'émail à ce niveau, ce qui suppose de réaliser un collage sur la dentine et d'exposer cette interface aux agressions salivaires. Il est impensable de réaliser un collage directement sur une limite sous-gingivale car la digue, si toutefois elle peut être posée, ne permettrait pas d'obtenir un isolement des fluides buccaux et le collage dentinaire est beaucoup moins performant que sur l'émail car sa composition minérale est beaucoup plus faible.

Néanmoins dans la littérature, on parle de remonter la limite cervicale grâce à l'application de CVIMAR en réalisant un sandwich ouvert [100]. Le CVI est le matériau qui a la meilleure adhésion chimique sur la dentine à l'heure actuelle. Ainsi, on réalise le collage non plus sur la dentine mais sur le CVIMAR. La limite devenant supra-gingivale, la digue permettra une bonne étanchéité lors du collage.

Cette technique récente n'a pas suffisamment de recul clinique pour pouvoir l'appliquer dans la pratique quotidienne et beaucoup d'auteurs y sont défavorables. Elle est donc à appliquer avec la plus grande prudence et retenue, et le patient doit être informé des aléas de cette méthode.

Face à une cavité proximo-occlusale, les solutions thérapeutiques s'amenuisent lorsque l'émail devient insuffisant sur un bord. Si la solution collée est écartée par manque de recul clinique, quelles autres solutions non mutilantes et esthétiques peut-on apporter au patient ? A l'heure actuelle aucune qui ne puisse renforcer des structures affaiblies. Les deux autres options seraient : un composite en technique directe avec un fond au CVI en sandwich ouvert (qui sera moins résistant, moins ajusté et moins esthétique qu'un inlay), ou une couronne (qui serait plus mutilante et qui nécessiterait le plus souvent la pulpectomie d'une dent saine asymptomatique à laquelle on ferait subir les risques liés au traitement endodontique et à la préparation canalaire). Ce qu'il manque à l'heure actuelle est un substitut amélaire ou une résine de collage qui soit suffisamment efficace pour adhérer efficacement et durablement à la dentine.

I.6.3. La dent dépulpée

I.6.3.1. Considérations endodontiques

L'état de santé péri-apicale doit être évalué radiologiquement sur toute dent devant faire l'objet d'une restauration qu'elle soit ou non dépulpée, cariée ou non, symptomatique ou non, pour rechercher toute trace de LIPOE (Lésion Inflammatoire Péri-radiculaire d'Origine Endodontique). Ces lésions sont la conséquence de l'infection canalaire qui va affecter le parodonte profond notamment dans la région apicale.

La classification la plus récente qui sert de référence à toutes les études menées actuellement est celle d'Orstavik de 1986 [140]. Il décrit l'index péri-apical (Peri-Apical Index ou PAI) fondé sur l'état des structures radiographiques parodontales péri-apicales selon 5 niveaux sensés évoquer une chronologie pathologique (voir tableau ci-après).

Score PAI	Description globale	Structure radiographique	Etat histologique	Etat clinique
1	Structures péri-apicales normales. Trabéculation concentrique.	Zone radio-opaque étroite, uniforme, avec courtes trabécules orientées obliquement vers la zone radio-claire étroite et uniforme du ligament dento-alvéolaire. La lamina dura est régulière.	Aucune inflammation	Structures saines
2	Petits changements dans la structure osseuse. Augmentation de la largeur desmodontale et/ou perte de l'organisation concentrique.	Zone d'aspect floconeux de la structure osseuse, plus ou moins haut au-dessus de l'apex. Augmentation de la radio-opacité assez haut au-dessus de l'apex. Légère augmentation du ligament au niveau du foramen. Lamina dura moins visible.	Inflammation faible, bénigne, plus ou moins active	Structures considérées comme saines
3	Changements dans la structure osseuse avec pertes minérales. Déminéralisation péri-apicale ponctuelle (shot gun).	Mur osseux plus ou moins épais ou en forme de coquille. Extension des trabécules dans la zone radio-claire. Epaississement ligamentaire variable, surtout si dépassement de pâte. Lamina dura non caractéristique, cependant repoussée.	Inflammation moyenne	Pathologique
4	Parodontite apicale avec image radio-claire bien délimitée	Structure osseuse en forme de filet aux mailles plus ou moins déployées. Les trabécules ne s'étendent pas vers la zone radio-claire. Epaississement du ligament en forme de ballon. Lamina dura non caractéristique.	Inflammation sévère chronique	Pathologique
5	Parodontite apicale sévère avec signes d'exacerbation	Irrégularité des trabécules autour et dans la zone radio-claire. Augmentation prononcée du ligament parodontal. Lamina dura non caractéristique. Augmentation de la radio-opacité en forme de collier.	Inflammation sévère avec des phases aigües d'exacerbation	Pathologique

Classification d'Orstavik de 1986 complétant celle de Brynolf de 1967 [26,140]

Cette classification permet de guider de manière simple et reproductible le praticien dans son choix thérapeutique de dépulper ou non une dent ou de reprendre un traitement endodontique ancien, selon les signes cliniques ressentis par le patient et les signes radiologiques visibles à la radiographie.

Les scores PAI 1 et 2 sont considérés comme sains. Les scores PAI 3 à 5 sont considérés comme pathologiques et nécessitent un traitement quelles que soient les manifestations cliniques. Cette évaluation permet d'assurer les traitements les plus favorables au maintien de l'intégrité péri-radiculaire avant d'envisager une restauration coronaire quelle qu'elle soit.

Peri-Apical Index classé par ordre de gravité [51]

L'étude de Boucher et Machtou de 2002 [23] permet d'estimer la proportion de dents dépulpées, la prévalence des pathologies endodontiques selon l'index péri-apical (PAI) et le degré de qualité des traitements observés dans la population française (patients du service d'Odontologie de Garancière de l'Hôtel-Dieu de Paris). Ils ont étudié l'influence de la qualité du traitement endodontique et du type de restauration coronaire sur l'état de santé péri-apicale. Les PAI supérieurs à 2 (3 à 5) nécessitent un traitement ou retraitement endodontique. La qualité du traitement endodontique porte sur la densité du traitement et la longueur de l'obturation. Un traitement dense sans manque de matériau avec une longueur par rapport à l'apex comprise entre 0 et 2 mm est jugé satisfaisant. L'analyse a porté sur les bilans radiographiques de 208 patients. La moyenne d'âge est de 45,9 +/- 12,9 ans, l'âge minimum est de 18 ans (racines mâtures). Ceci représente 5312 dents soit 8743 racines exploitables radiographiquement. Il apparaît que 19,1 % des dents sont traitées endodontiquement (prévalence des traitements endodontiques) soit près d'une dent sur 5. Cette prévalence est supérieure à celles rapportées dans d'autres études, à âge équivalent. Les prévalences citées dans la littérature varient entre 1,3 et 20 % et augmentent avec l'âge.

Voici les observations qui ont été faites :

- *Sur les dents pulpées :* -> 4,2 % ont un PAI > 1.
  -> 2 % ont un PAI > 2.
- Sur les dents dépulpées : -> 54,2 % ont un PAI > 1.
  -> 29,7 % ont un PAI > 2.
- *Sur les racines pulpées :* -> 4,1 % ont un PAI > 1.
  -> 2,2 % ont un PAI > 2.
- Sur les racines dépulpées : -> 46,1 % ont un PAI > 1.
  -> 24,4 % ont un PAI > 2.
- Sur les 1982 racines dépulpées, seulement 20,8 % ont un traitement endodontique jugé satisfaisant.
- Sur les 473 racines dépulpées ayant un traitement endodontique satisfaisant, 34,1 % ont un PAI > 1 et 15,7 % ont un PAI > 2.
- Sur les 1569 racines dépulpées ayant un traitement endodontique insatisfaisant, 49,3 % ont un PAI > 1 et 26,7 % ont un PAI > 2.

- Parmi les racines ayant un tenon radiculaire (inlay-core, screw-post),
53,7 % ont un PAI > 1 et 28,6 % ont un PAI > 2.
- Parmi les racines ayant une restauration intra-coronaire (composite, amalgame),
40,7 % ont un PAI > 1 et 22,5 % ont un PAI > 2.
- Parmi les racines ayant une restauration périphérique (couronne, bridge),
45,1 % ont un PAI > 1 et 23,7 % ont un PAI > 2.
- Parmi les racines n'ayant aucune restauration,
65,2 % ont un PAI > 1 et 33,3 % ont un PAI > 2.

Cette étude complète nous donne des informations précieuses qui vont guider l'attitude thérapeutique :

* Le nombre de dents dépulpées est important dans la population française (19 %).
* 80 % des traitements endodontiques sont radiologiquement inadéquats (record des pays industrialisés selon Machtou).
* 2 % des dents pulpées (asymptomatiques) peuvent présenter des pathologies péri-apicales nécessitant un traitement (PAI > 2).
* Environ la moitié des dents ou racines dépulpées présentent une lésion péri-apicale devant être traitée dans un cas sur 2 soit 30 % des dents dépulpées.
* Les racines correctement obturées peuvent amener des pathologies apicales nécessitant une reprise de traitement dans 15 % des cas.
* Les racines n'ayant pas un traitement canalaire correct provoquent environ 2 fois plus de lésions apicales pathologiques que les traitements corrects et nécessitent une reprise de traitement dans 30 % des cas.

En 2003, dans une étude réalisée à l'Hôtel-Dieu de Paris utilisant le PAI, il a été procédé à l'analyse des indications de retraitement endodontique [50] :
- Les défauts d'étanchéité de l'obturation canalaire constituent un facteur d'exposition à la LIPOE plus important que la longueur.
- La présence d'une symptomatologie est associée à un score plus élevé du PAI.
- L'appréciation de l'image radiologique du traitement endodontique influence plus la décision thérapeutique que l'état de santé péri-apicale.
- Le diagnostic de LIPOE est d'autant plus posé que le score PAI est élevé.

Il faut garder à l'esprit que les signes radiologiques n'apparaissent que plusieurs mois ou années après les premières modifications histologiques. Lorsque l'état histologique pulpaire devient pathologique en dépassant le seuil de tolérance, des signes cliniques apparaissent alors qu'aucune image radiologique n'est décelable. Les modifications du parodonte apical n'apparaissent sur les radiographies qu'après un certain temps.

I.6.3.2. Etanchéité apicale versus étanchéité coronaire

Il est démontré depuis longtemps que la pathologie pulpaire a pour origine les bactéries intracanalaires ainsi que leurs toxines [91]. Lorsqu'une dent présente une pathologie pulpaire irréversible, un traitement canalaire doit être envisagé. L'objectif est de prévenir ou d'éliminer l'infection par suppression des bactéries et toxines intra-canalaires, ainsi que tous les débris susceptibles de servir de nutriments à la prolifération bactérienne. Cette étape est réalisée par la mise en forme canalaire, qui permettra d'en assurer l'asepsie par le biais des solutions d'irrigation, puis par l'obtention d'une obturation tridimensionnelle étanche qui doit sceller toutes les portes de communication entre le système canalaire et le parodonte (Schilder).

« La reconstitution coronaire vient compléter l'étanchéité de l'endodonte, et joue un rôle important dans le succès à long terme du traitement endodontique » (Machtou) [148]. Lasfargues parle de « continuum endo-prothétique » pour désigner la conservation durable des dents dépulpées dans un état fonctionnel et de santé. L'étanchéité du traitement canalaire ne peut se suffire à lui-même, il doit être complété par une restauration coronaire de qualité qui assurera une étanchéité sus-jacente la plus parfaite possible. On peut considérer que l'étanchéité apicale est aussi importante que l'étanchéité coronaire. En effet, certaines études [163] démontrent que c'est le manque d'étanchéité coronaire qui est le plus souvent à l'origine de lésions endodontiques et d'autres études affirment l'inverse à savoir que c'est l'étanchéité apicale la plus importante [197]. Machtou affirme qu'aucune obturation canalaire, aucune technique, aucun matériau ne permettent à eux seuls d'obtenir et de maintenir dans le temps une étanchéité apicale [114]. La préservation de la santé péri-radiculaire nécessite donc un traitement canalaire et une restauration coronaire étanches.

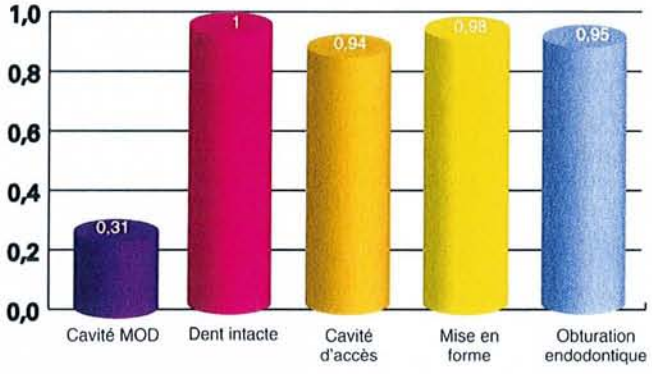
I.6.3.3. Comportement biomécanique de la dent dépulpée

Deux facteurs influencent le comportement biomécanique d'une dent dépulpée obturée endodontiquement [176] :

- La diminution des propriétés intrinsèques des tissus durs. Il est démontré que le taux d'hydratation de la dent diminue après une pulpectomie. Certaines substances chimiques comme l'EDTA ou l'eau oxygénée diminuent la résistance mécanique de la dentine [171]. L'utilisation prolongée d'hydroxyde de calcium diminue les propriétés mécaniques de la racine [7]. Il est cependant démontré que si ces modifications existent, elles agissent de manière négligeable sur la dent [86].

- La mutilation liée à la taille des tissus durs. La suppression de tissus durs est le facteur essentiel responsable de la perte de résistance de la dent dépulpée.

En 2002, Pontius a montré que la préservation des structures internes et externes est d'une importance capitale pour éviter la fracture radiculaire [158]. En 1989, Reeh démontre que les manœuvres instrumentales de préparation canalaire et d'ampliation ont une faible incidence sur la fragilité de la dent [164]. C'est la taille des tissus durs (carie, fracture) qui provoque la perte de la résistance mécanique. C'est principalement la perte des crêtes marginales qui affecte le plus la solidité des structures résiduelles [85]. La cavité d'accès doit permettre le maintien de la solution d'irrigation pendant la préparation canalaire. Ainsi, si les 4 parois ne sont pas présentes, il faudra reconstituer la cavité d'accès aux CVI préalablement, pour éviter tout risque de fracture ou de contamination salivaire.



Résistance mécanique résiduelle d'une dent après préparation [164]

I.6.3.4. Quelles restaurations pour les dents dépulpées ?

Il existe deux manières de restaurer une dent dépulpée : la couronne périphérique et la restauration partielle collée.

I.6.3.4.1. Critères décisionnels

Les éléments déterminants sont liés au volume tissulaire perdu, à la localisation de la cavité et à la présence d'émail périphérique [27]. Pour Dietschi, il y a deux facteurs primordiaux : la quantité et la qualité des tissus durs coronaires et radiculaires [52].

Dans les années 80-90, la couronne périphérique est considérée comme le moyen de restauration le plus fiable [180]. Depuis les progrès de la dentisterie adhésive, chaque restauration doit essayer de conserver le maximum de tissus sains y compris si la dent est dépulpée et d'autant plus que le contexte clinique est favorable et le patient jeune.

• La restauration périphérique scellée est indiquée dans les cas suivants :
- Présence de contre-indications aux restaurations collées (absence d'hygiène, absence d'émail, limites sous-gingivales) ou aux systèmes tout céramique (bruxisme, parafonctions, occlusion anarchique).
- Présence d'une dent absente à côté (pour réalisation d'un bridge périphérique).
- Volume tissulaire perdu important (tissu résiduel inférieur à la moitié de la couronne et/ou limite marginale sous-gingivale) nécessitant une reconstitution corono-radiculaire.
- Occlusion non équilibrée.
- Occlusion type fonction de groupe en latéralité.
- Patient âgé.
- Dépulpation ancienne avec une dent ayant un passif long. Le moindre doute sur la qualité d'un traitement endodontique devra amener un retraitement.

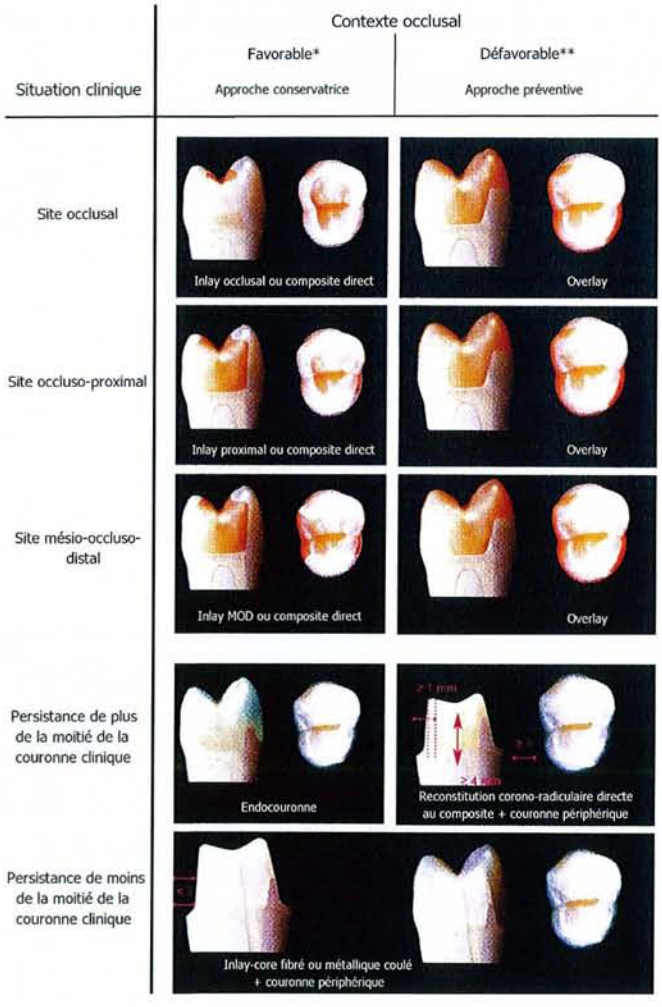
• Les restaurations adhésives partielles en céramique (inlays, onlays, overlays, endocouronnes) peuvent être indiquées ou conseillées dans les cas suivants :
- Paramètres cliniques favorables aux indications des systèmes collés (bonne hygiène, présence d'émail) et des systèmes tout céramique.
- Présence de murs solides d'une part (épaisseur d'au moins 1,5 mm) et en nombre suffisant (trois murs axiaux ou deux s'ils sont en opposition) pour avoir un encastrement mécanique de qualité. Pour une molaire ou une dent subissant des contraintes occlusales plus importantes (fonction de groupe), les parois doivent avoir au moins 2 mm d'épaisseur. L'encastrement doit permettre une stabilité anti-rotationnelle [103].
- Patient jeune.
- Dépulpation récente.
- Occlusion favorable avec de bons contacts en OIM et un guidage canin fonctionnel.
- Hautes exigences esthétiques.

• Les endocouronnes sont contre-indiquées dans certains cas précis en plus des contre-indications relatives aux restaurations partielles collées :
- Pour les restaurations de prémolaires dépulpées. Les études montrent un taux de survie des endocouronnes plus faible sur les prémolaires [21]. Ceci peut être dû à la morphologie réduite de leur chambre pulpaire comparé aux molaires.
- Sur des préparations n'ayant pas un nombre suffisant de murs capables d'assurer une stabilité anti-rotationnelle [103].
- Dans les occlusions type fonction de groupe avec un guidage sur les cuspides dans les mouvements de diduction [103].
- Lorsque les cuspides de la dent à restaurer ou celles des dents antagonistes ont une pente trop marquée [103].

L'étude d'Aquilino de 2002 [8] évalue la longévité de 400 dents dépulpées restaurées sur 11 ans. Il démontre que le taux d'échec est 6 fois plus important sur les dents dépulpées non restaurées prothétiquement par rapport à des dents couronnées après la pulpectomie. Le recouvrement cuspidien semble donc être le facteur le plus important. Il montre aussi que les 2èmes molaires et les dents initialement cariées ont un taux d'échec plus important.

La dent dépulpée est biomécaniquement défavorisée par rapport à une dent pulpée. Les préparations doivent donc conserver des tissus suffisamment résistants pour supporter les contraintes [52]. Il faut donc être moins conservateur et recourir plus souvent à des recouvrements cuspidiens totaux voire à des restaurations périphériques pour les cas les plus défavorables [52].

La tendance actuelle peut être schématisée ainsi :



*Occlusion favorable=contacts en OIM normaux, pas de fonction de groupe, anatomie occlusale peu pentue.
**Occlusion défavorable=contacts en OIM anarchiques, présence d'une fonction de groupe, cuspides pentues.

Recommandations actuelles pour la restauration de la dent dépulpée suivant l'étendue et la localisation de la perte tissulaire et l'intensité des contraintes occlusales [52]

Plus la perte tissulaire est importante et/ou plus les contraintes mécaniques appliquées sur une dent a fortiori dépulpée sont importantes, plus l'approche devra être préventive en étendant les limites de la préparation vers un recouvrement cuspidien (overlay, endocouronne, couronne périphérique) de manière à minorer tout risque de fracture de la dent support.

I.6.3.4.2. Les restaurations partielles collées

Elles ont de nombreux avantages par rapport aux coiffes traditionnelles. Elles permettent de [27] :

- Freiner le cycle de remplacement des restaurations pour différer l'échéance prothétique. Chez les patients jeunes, il est indispensable de préserver au maximum les structures résiduelles saines car un délabrement précoce aboutira à une perte précoce de la dent sur l'arcade.

- Renforcer les structures résiduelles sur un support biomécaniquement affaibli.

- Assurer l'étanchéité coronaire dans un délai rapide après le traitement endodontique. Elles diminuent au maximum la contamination bactérienne inévitable avec les restaurations provisoires.

- L'absence d'ancrage radiculaire permet de ne pas fragiliser les racines.
Il est démontré que la présence de tenons métalliques est associée aux fractures radiculaires, ils sont désormais considérés comme source de fragilisation radiculaire [69].

- L'absence d'ancrage radiculaire permet de pouvoir réintervenir facilement en cas de problème péri-apical. Pour une couronne périphérique avec inlay-core, la nécessité d'une reprise de traitement endodontique par voie orthograde impose une dépose des éléments intra-radiculaires ce qui fait courir un risque non négligeable sur l'organe dentaire pouvant mettre en jeu son pronostic vital (fracture, perforation).

La réintervention sur une restauration partielle est relativement aisée, il suffit de tailler la cavité d'accès à travers la céramique. La cavité sera alors idéale pour le traitement canalaire car les 4 parois en céramique serviront de guide dans les manœuvres instrumentales et de réservoir pour les solutions d'irrigation. Néanmoins, la réintervention sur une restauration tout céramique signe l'échec de cette restauration car il faudra la déposer complètement et la reconstruire. Ainsi, il est nécessaire d'établir en amont le bilan pulpaire au niveau biologique et radiologique.

I.6.3.4.3. Etudes scientifiques

De nombreuses études ont évalué l'efficacité des restaurations sur la dent dépulpée :

• L'étude in vitro de Hannig de 2005 [78] étudie la résistance à la fracture de prémolaires maxillaires dépulpées restaurées avec des inlays MOD usinés Cerec®. Il y a 45 prémolaires maxillaires réparties en 3 groupes. Les dents du groupe A sont dépulpées et reçoivent un inlay MOD Cerec®. Les dents du groupe B ne sont pas dépulpées et reçoivent un inlay MOD Cerec®. Les dents du groupe C sont intactes et servent de témoin. Une charge est appliquée sur la cuspide vestibulaire dans une position asymétrique. Les valeurs des forces engendrant la fracture sont mesurées.

Il n'y a pas de différence significative entre les 3 groupes pour la résistance à la fracture. Ce sont les dents du groupe B (non dépulpées, restaurées) qui ont le mieux résisté (résistance supérieure aux dents indemnes). Les dents du groupe A (dépulpées, restaurées) ont presque la même résistance que les dents du groupe C (indemnes). En revanche, le type de fracture observé est plus sévère pour les dents dépulpées (fracture radiculaire ou des 2 cuspides avec la restauration).

• L'étude in vitro de Cobankara de 2008 [36] étudie la résistance à la fracture de dents dépulpées restaurées avec différents types de matériaux dans des cavités MOD. Les matériaux utilisés sont : l'amalgame, le composite en direct (Clearfil®), la céramique hybride en indirect (Estenia®). Les mesures sont comparées à 2 témoins représentés par une dent non préparée d'un côté et une dent taillée non restaurée de l'autre.

Logiquement, la dent taillée non obturée a la résistance la plus faible. La dent non préparée a la résistance la plus élevée. Il n'y a pas de différence significative entre les dents restaurées à l'amalgame et aux composites. La plus haute valeur de résistance a été observée sur les dents restaurées par les inlays en céramique. Néanmoins, cette résistance est en deçà de celle d'une dent indemne.

• L'étude in vitro de Soares de 2008 [179] sur l'influence du type de restauration sur la résistance des dents dépulpées. Elle porte sur 70 prémolaires maxillaires saines devant être extraites pour raisons orthodontiques ou parodontales. Elles sont divisées en 7 groupes suivant le type de préparation MOD (directe ou indirecte) et le matériau de restauration. Le groupe 1 est le groupe de contrôle où les 10 prémolaires n'ont subi aucune préparation. Les 6 autres groupes présentent des prémolaires dépulpées avec une préparation MOD obturée ou non. Le groupe 2 est un groupe où les prémolaires ne sont pas restaurées coronairement. Le groupe 3 contient des prémolaires dépulpées restaurées à l'amalgame en technique directe. Le groupe 4 contient des prémolaires dépulpées restaurées au composite direct. Le groupe 5 contient des prémolaires

dépulpées restaurées avec des inlays en composite indirect. Le groupe 6 contient des prémolaires restaurées avec des inlays en vitrocéramique Empress I®.

Logiquement les dents avec une restauration coronaire ont mieux résisté que celles sans restauration. Les dents restaurées avec une technique adhésive (groupes 4, 5 et 6) ont mieux résisté que les dents restaurées à l'amalgame. Les fractures sévères sous-gingivales qui auraient amené une extraction concernent tous les groupes sauf les prémolaires restaurées avec un inlay en céramique qui ont des fractures moins étendues.

• L'étude in vivo de Reiss et Walther de 2000 [165] sur la longévité de restaurations partielles usinées Cerec® a montré que le taux d'échec est plus important sur les dents dépulpées par rapport aux dents pulpées.

La restauration collée est un moyen efficace d'étanchéifier les tissus et de les protéger contre les agressions bactériennes, mais un suivi régulier est indispensable (radiographies, contrôle de l'hygiène). Le pronostic d'une dent dépulpée devra néanmoins être plus réservé que pour une dent pulpée saine car ses qualités biomécaniques sont amoindries et les études in vivo ne sont pas en corrélation parfaite avec les études in vitro.

I.7. Dans quels plans de traitement s'inscrivent les R.A.C ?

I.7.1. Plan de traitement prophylactique et conservateur

Un patient présentant plus de deux nouvelles caries par an doit être considéré comme cariosensible et un traitement prophylactique et restaurateur doit lui être proposé. Evidemment dans la pratique quotidienne, il est impossible de réaliser de tels plans de traitement pour tous les patients.

Si des restaurations collées peuvent être envisagées, il est indispensable de les inclure dans ce type de plan de traitement qui s'articule en 4 phases [104] :

1- Phase diagnostique : elle a pour but d'évaluer le risque carieux du patient, de repérer les zones à risque, la nature et le degré d'activité des lésions afin d'établir une cartographie des lésions à surveiller. Une quantité importante de plaque accumulée en 24 heures et la présence de plus de deux lésions carieuses apparues dans l'année permettent de classer le patient dans la catégorie de patients à haut risque carieux. Un régime cariogène, des tests positifs indiquant des taux salivaires élevés de streptocoques mutans et de lactobacilles, des défenses salivaires déficitaires, des restaurations multiples, une absence de supplémentation fluorée constituent les autres facteurs de risque les plus courants.

Il faut discuter avec le patient afin de déterminer la cause des lésions carieuses : manque de brossage, habitudes alimentaires nocives, prise de médicaments (influençant le débit salivaire), état de santé, habitudes nocives.

2- Phase prophylactique : c'est la phase de pré-restauration qui permet de combattre l'activité bactérienne. Il faut prévenir les nouvelles lésions, réverser les lésions sans cavitation et stabiliser les lésions avec cavitation. C'est la phase la plus difficile à conduire, mais aussi la plus décisive, car elle suppose à terme de modifier les habitudes et le comportement des patients. Une motivation à l'hygiène et à un bon comportement alimentaire, des nettoyages et polissages prophylactiques méthodiques et répétés sont nécessaires pour désorganiser la plaque et expulser les bactéries en activité à l'abri de la brosse à dents.

Le scellement des sillons anfractueux par des agents adhésifs fluorés, l'application de fluorures au moyen de gouttière ou mieux sous la forme de vernis, le recours aux agents antibactériens (vernis à la chlorhexidine) sont des armes actuelles de lutte contre les bactéries cariogènes. Les anciennes restaurations défectueuses seront dans un premier temps conservées, éventuellement réparées ou repolies et les joints ouverts scellés au moyen d'agents ou matériaux fluorés, pour supprimer les niches bactériennes.

Seules les restaurations nocives seront déposées et remplacées par des restaurations transitoires, de préférence bio-actives relarguant du fluor. Ces mêmes matériaux seront indiqués pour restaurer temporairement les lésions avec cavitation. Au terme de cette phase qui peut s'étaler sur plusieurs mois, le risque carieux résiduel du patient est réévalué et la phase restauratrice peut démarrer si le contexte est favorable.

Obturation provisoire au CVI suite à la fracture d'une cuspide d'une molaire. Un onlay pourra être envisagé mais pas dans l'immédiat (phase diagnostique et prophylactique)

3- Phase restauratrice : c'est la phase qui permet de corriger les conséquences de la maladie carieuse. Le choix des matériaux et des techniques de restauration sera adapté pour chaque patient, selon sa demande et ses besoins, en fonction du meilleur rapport bénéfice/risque pour le moindre coût.

La préférence sera toujours donnée aux traitements les moins invasifs, l'économie tissulaire constituant un facteur clé dans la prévention des récidives. Les restaurations mises en œuvre sont réalisées en technique directe, semi-directe ou indirecte.

4- Phase de soutien : c'est la phase de maintenance, où le patient est périodiquement contrôlé et soutenu pour maintenir sa santé bucco-dentaire.

La périodicité des contrôles est adaptée au risque du patient, entre un et quatre par an. Le but est de maintenir le patient à un niveau de risque faible, d'empêcher les récidives et d'intercepter à temps les échecs potentiels des restaurations. Les nettoyages prophylactiques soigneux réalisés lors de ces contrôles préviennent le développement de lésions carieuses et parodontales.

La décision quant à la réalisation ou non d'une R.A.C ne doit pas s'apprécier au premier rendez-vous a fortiori sur un nouveau patient que l'on ne connaît pas encore. Tout travail prothétique quel qu'il soit demande du temps et de la patience notamment dans la phase décisionnelle. Une restauration a fortiori prothétique n'est ni le début ni la fin du traitement. Le but est de conserver des dents saines dans un parodonte sain, et non des dents réparées en laissant persister un risque carieux non contrôlé.

I.7.2. Plan de traitement esthétique

Dans ce type de traitement, le patient formule une demande motivée de restaurer une partie ou la totalité des arcades dentaires de manière esthétique. Tous les types de restaurations tout céramique peuvent être envisagées pour redonner les formes et les couleurs les plus esthétiques, ainsi que les courbes d'occlusion les plus harmonieuses. Ici, les impératifs sont majoritairement esthétiques et non conservateurs. Le patient peut présenter des obturations ou des couronnes qui sont correctes cliniquement et dénués de pathologies, mais qu'il juge inesthétiques. Il est possible de poser une restauration sur l'ensemble des dents de la denture afin d'obtenir l'effet escompté tant d'un point de vue esthétique que fonctionnel, l'aspect purement conservateur étant mis de côté.

I.7.3. Plan de traitement orthodontique

Dans certaines pathologies articulaires ou dans certaines malocclusions, il peut être nécessaire de relever la dimension verticale d'occlusion afin de permettre au disque articulaire de se remettre dans une position non pathologique. C'est le type de traitement le plus complexe car l'objectif du traitement peut paraître aléatoire. La dimension verticale d'occlusion (DVO) est la dimension de l'étage inférieure de la face quand les dents sont en position d'intercuspidation maximale (OIM). Pour pouvoir augmenter la DVO, il faut augmenter la hauteur des dents supports de l'occlusion c'est-à-dire les molaires et les prémolaires, sur une ou les deux arcades.

I.8. Qu'est-ce qu'une restauration conservatrice ?

Trois concepts fondamentaux définissent une restauration coronaire (triade):

1- L'échelle de temps c'est-à-dire l'espoir de longévité de la restauration et de la dent sur l'arcade dans un état de santé biologique et fonctionnelle. Pour qu'une restauration soit réellement conservatrice, elle doit préserver les tissus résiduels sur le long terme. Une restauration prothétique indirecte a un espoir de succès et de longévité plus important qu'une restauration directe, on parle alors de *dentisterie préservatrice*.

2- La forme de la préparation, c'est-à-dire la manière de préparer les tissus. Seule une restauration partielle peut être considérée comme conservatrice car elle préserve et renforce les structures résiduelles. On parle alors de *dentisterie conservatrice*, c'est l'économie tissulaire « à court terme » : c'est la *dentisterie moderne*.

3- Le matériau constitutif de la restauration avec son caractère esthétique, biocompatible et éventuellement bio-actif. Il est fondamentalement lié à l'aspect esthétique recherché, on peut alors parler de *dentisterie esthétique,* intrinsèquement *adhésive (collée).*

Une restauration partielle s'adapte à la morphologie des tissus résiduels sains : c'est l'approche moderne. Pour une restauration périphérique ce sont les tissus résiduels qui s'adaptent à la prothèse selon un aménagement standardisé en éliminant les éventuels tissus résiduels sains: c'est l'approche traditionnelle qui a toujours conditionné la prothèse fixée pendant longtemps. On peut schématiser la tendance actuelle ainsi :

Matériau / Préparation	Esthétique en technique directe (composites)	Esthétique en technique indirecte (céramiques)	Non esthétique en technique indirecte (alliages métalliques, or)
Partielle	Dentisterie moderne et esthétique	*Dentisterie moderne, esthétique et préservatrice*	Dentisterie moderne utilisant des matériaux anciens
Périphérique	Irréalisable	Dentisterie traditionnelle et esthétique	Dentisterie obsolète maintenue d'actualité par la politique de remboursement de la sécurité sociale

L'objectif de la dentisterie de nouvelle génération est d'être plus respectueuse et la moins invasive possible pour l'organe dentaire de manière à préserver les tissus résiduels ainsi que la vitalité pulpaire aussi souvent que cela est possible. Une prothèse fixée sur l'organe dentaire qui restaure son anatomie, sa fonction et sa couleur tout en protégeant les structures résiduelles des agressions mécaniques, chimiques et biologiques de manière durable est considérée comme conservatrice.

I.9. Conceptualisation des restaurations coronaires

Nous allons essayer de présenter une nouvelle manière d'aborder une restauration, pour des pertes tissulaires qui fragilisent significativement les structures résiduelles (stade 3 et 4 pour le site proximal, stade 4 pour le site occlusal) et qui nécessiteraient une restauration prothétique dans l'idéal. Nous caractérisons la restauration sur les critères EFM (Espoir-Forme-Matériau). L'espoir de longévité est le plus important, il concerne la longévité de la restauration mais aussi de la dent sur l'arcade. Seule une restauration prothétique donne un espoir de survie maximal. Ensuite, la forme va déterminer la quantité de tissus sains que l'on va conserver, ce qui va conditionner le maintien durable de l'organe dentaire en bonne santé. Enfin le matériau, paramètre le moins important puisqu'il est davantage lié à l'aspect esthétique, mais aussi à la biocompatibilité et à la satisfaction biologique et fonctionnelle.

L'idée est de pouvoir juger de la qualité de la restauration (idéale=AAA) à donner une satisfaction fonctionnelle, biologique et esthétique avec une longévité maximale afin de *retarder au maximum l'échéance d'une restauration périphérique sur dent dépulpée.*

Paramètre	Restauration		Dentisterie	Caractéristiques	Codification
Espoir de longévité	Prothétique (A--)	Partielle (AA-)	**Préservatrice**	Meilleur espoir de longévité, à privilégier dans tous les cas cliniques éligibles	AAA AAB
		Invasive (AB-)	Traditionnelle ou restauratrice	Espoir de longévité limité, soumis aux aléas des procédures et des traitements radiculaires	ABA ABB
	Plastique (B--)		Palliative	Inadaptée car le volume à reconstituer est trop important. Espoir de longévité faible, une complication pouvant mettre en cause l'intégrité de la dent peut survenir à court terme.	BAA BBB
Forme	Partielle (-A-)		**Moderne** ou conservatrice	Taille a minima, respectueuse des tissus dentinaires et pulpaires	AAA AAB BAA
	Invasive (-B-)		Traditionnelle ou restauratrice	Taille invasive et standardisée en éliminant du tissu sain résiduel	ABA ABB BBB
Matériau	Esthétique (--A)		**Adhésive**, collée, esthétique	Absence totale de métal, satisfaction biologique maximale	AAA ABA BAA
	Non esthétique (--B)	Indirect (A-B)	Traditionnelle, scellée	Matériaux anciens relarguant des produits de corrosion (galvanisme, tatouages gingivaux, goût métallique)	AAB ABB
		Direct (B-B)	Palliative	L'amalgame en direct est souvent préférable aux composites sur des cavités étendues et profondes	BBB

On s'aperçoit que c'est le critère financier qui va tout déterminer, sur chaque paramètre de la restauration, aussi bien sur la longévité (restauration prothétique coûte plus cher), que sur la forme (les restaurations partielles sont mal remboursées) que sur le matériau constitutif (les restaurations tout céramique coûtent plus cher que celles avec du métal).

I.10. Gradation des pertes tissulaires

Nous allons essayer ici de proposer une classification dans les degrés de perte des tissus coronaires, afin de compléter de manière plus clinique la classification Sista pour le site proximal. L'objectif est de pouvoir caractériser le degré de perte des tissus afin de savoir quel type de restauration idéale serait à envisager, sans tenir compte du matériau.

La classification est basée sur 9 grades qui expriment un volume de tissu manquant croissant du grade 0 au grade 8. Le grade établit le degré de perte tissulaire, on parle de grade 0 pour désigner une perte de degré 0. Il faut partir du principe que l'espérance de vie d'une dent sur l'arcade, sa longévité dans des conditions de santé est intimement liée à la quantité de tissus coronaires résiduels préservés par la restauration.

- Grade 0 : lésion uniquement amélaire ne dépassant pas la jonction amélo-dentinaire.
-> Le traitement préventif par fluoration est suffisant s'il n'y a pas de cavitation.
- Grade 1 : lésion dentinaire ne dépassant pas le tiers moyen, sans fragilisation ni perte cuspidienne. La cavité est bordée par une épaisseur d'émail d'au moins 1 mm.
-> Restauration directe occlusale, occluso-proximale ou MOD. Le collage des composites en technique directe est adapté.
- Grade 2 : lésion dentinaire atteignant le tiers profond, sans perte cuspidienne. La cavité est bordée par des parois d'une épaisseur d'au moins 1 mm et par une épaisseur d'émail comprise entre 0,5 et 1 mm.
-> Restauration adhésive indirecte ou semi-directe type inlay occluso-proximal.
- Grade 3 : lésion dentinaire profonde avec perte cuspidienne partielle ou fragilisation importante d'une partie des cuspides nécessitant leur recouvrement. Une partie des parois cuspidiennes sont fragiles (moins d'1 mm d'épaisseur) ou absentes et l'émail a une épaisseur inférieure à 1 mm.
-> Onlay occluso-proximal ou MOD collé.
- Grade 4 : lésion dentinaire profonde restant supra ou juxta-gingivale, avec perte cuspidienne totale ou fragilisation importante de toutes les cuspides. Toutes les parois cuspidiennes sont fragiles (moins d'1 mm d'épaisseur) ou absentes et l'émail a une épaisseur inférieure à 1 mm.
-> Overlay collé.
- Grade 5 : lésion dentinaire profonde, avec perte cuspidienne totale et recouvrement total des faces axiales sur une face ou plus pour raison carieuse ou esthétique.
-> Couronne partielle sur dent pulpée ou endocouronne sur molaire dépulpée.
- Grade 6 : lésion dentinaire basse avec une limite cervicale sous-gingivale.
La préparation est périphérique avec ou sans émail. La dent est pulpée et saine.
-> Couronne périphérique sur dent vivante si la taille ne met pas la pulpe à découvert.

- Grade 7 : identique au grade 6 mais la dent est soit pulpée saine mais la taille expose la pulpe, soit pulpée mais avec une pathologie pulpaire nécessitant une pulpectomie, soit dépulpée le retraitement pouvant être envisagé. Un inlay-core est indispensable.
-> Couronne périphérique sur dent dépulpée reconstituée corono-radiculairement.
- Grade 8 : Dent non restaurable (manque de tissus coronaires, carie volumineuse, rapport couronne/racine clinique défavorable, pathologie endodontique récurrente, fracture non contrôlable). -> Extraction et perte de la dent sur l'arcade.

A partir du grade 2, les restaurations adhésives directes sont à déconseiller par le manque d'émail. Avec le temps, la dent passe d'un grade au grade supérieur, chaque nouvelle restauration fragilisant les structures. Le cycle infernal des réfections des restaurations peut aboutir à la perte de la dent sur l'arcade au long terme.

Les grades 2 à 5 permettent l'utilisation de prothèses fixées conservatrices. Un échec prothétique est relatif car une nouvelle restauration peut être envisagée, avec une dépose simple et rapide. A l'inverse, pour les grades 6 et 7, un échec aboutit la plupart du temps à l'extraction de la dent. Le grade 7 est le dernier « espoir » de la dent, un échec va condamner la dent ou amener des procédures de dépose et de retraitement complexes, aléatoires, longues et non rémunératrices. Une couronne posée sur une dent dépulpée et reconstituée par inlay-core (grade 7) encourt trois risques non négligeables :
- Risque relatif au traitement endodontique (lésion apicale, infection).
- Risque relatif à la reconstitution (fracture radiculaire, perforation).
- Risque relatif à la restauration (fracture de céramique).

En conclusion de cette première partie, on peut établir cinq grands principes :
- Tailler est un acte invasif, le tissu perdu l'est irréversiblement pour toujours. L'objectif d'une restauration moderne adhésive est de préserver la vitalité pulpaire lorsque la dent est pulpée et saine cliniquement et radiologiquement.
- Plus on effectue de traitements sur une dent, plus on va cumuler les risques liés aux aléas thérapeutiques. Il faut donc limiter l'invasion tissulaire chaque fois que cela est possible et ainsi privilégier les restaurations partielles collées.
- Seules les restaurations prothétiques partielles peuvent être considérées comme conservatrices car elles préservent les tissus. Les restaurations périphériques sont invasives et fragilisent l'organe dentaire surtout en présence d'un ancrage radiculaire.
- Les restaurations prothétiques partielles tout céramique devraient s'envisager sur chaque cas favorable, elles s'adaptent à l'anatomie des tissus résiduels, la prothèse (conservatrice, esthétique et préservatrice) s'adapte à la dent. Les restaurations périphériques ne doivent être envisagées qu'en dernier recours, les préparations coronaires sont standardisées, on adapte la dent à la prothèse (restauratrice).
- Sur une dent intrinsèquement fragile ou soumise à des forces mécaniques supra-normales, la préparation tendra à recouvrir une partie ou la totalité des cuspides.

II. Les matériaux de l'assemblage

Une restauration collée sur une dent représente un assemblage physico-chimique intime dans lequel chaque matériau représente une « couche ».

Il y a 5 couches successives : le complexe dentino-pulpaire, la couche hybride (mélange d'adhésif et de dentine déminéralisée), le composite de collage, le silane et enfin la céramique. Nous allons traiter en détail chaque pallier dans l'ordre où les matériaux sont assemblés dans la cavité.

II.1. Cahier des charges d'un matériau de restauration

Le matériau de restauration idéal doit satisfaire les critères de qualité suivants :

1- Redonner à l'organe dentaire sa résistance mécanique originale, compatible avec une fonction correctement restaurée c'est-à-dire avoir une résistance à la compression et à la flexion adéquates.
2- Redonner à l'organe dentaire sa morphologie occlusale, axiale et proximale, c'est-à-dire reconstituer les structures de la manière la plus parfaite possible.
3- Redonner à l'organe dentaire son aspect naturel originel.
4- Permettre la conservation de tissu sain c'est-à-dire ne pas avoir d'impératifs de rétention mécanique.
5- Assurer une parfaite coaptation aux niveaux des bords et des interfaces afin d'éviter toute récidive carieuse, atteinte pulpaire ou sensibilité dentinaire.
6- Etre biocompatible avec les tissus dentaires, pulpaires et parodontaux.
7- Assurer une grande longévité c'est-à-dire avoir une grande stabilité dimensionnelle dans le temps.
8- Avoir une faible conductivité thermique afin de protéger la pulpe des agressions thermiques.
9- Avoir une radio-opacité proche de celle de l'émail de manière à déceler facilement les reprises carieuses lors des visites de contrôle.
10- Avoir un coefficient de dilatation thermique proche de ceux de l'émail et de la dentine de manière à ne pas mettre sous tension le joint de collage lors des élévations ou abaissements de la température buccale.
11- Etre facile à mettre en place et compatible avec les assemblages adhésifs.
12- Etre d'un coût abordable.
13- Avoir une stabilité chimique et ne pas relarguer de particules dans la salive.

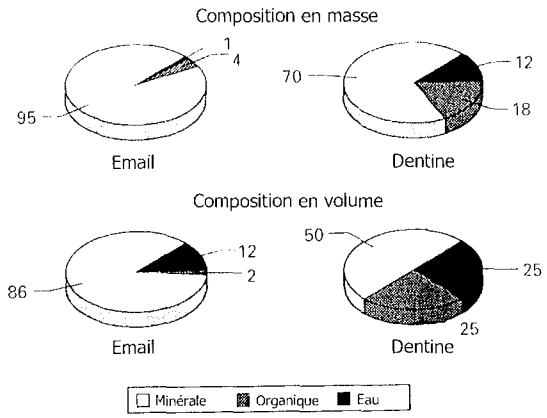
Le matériau le plus adéquat est celui qui satisfait le plus grand nombre de ces critères : est-ce la céramique ?

II.2. Le complexe dentino-pulpaire

II.2.1. Composition chimique des tissus durs

La qualité de la dentine va conditionner la qualité du futur collage. Une dentine jeune sera beaucoup plus favorable au collage qu'une dentine âgée sclérotique. C'est en ce sens que les restaurations partielles collées ont une probabilité de succès plus importante chez les sujets jeunes.

La dentine est aussi beaucoup moins minéralisée que l'émail, ce qui a toujours posé un problème quant à l'efficacité du collage.



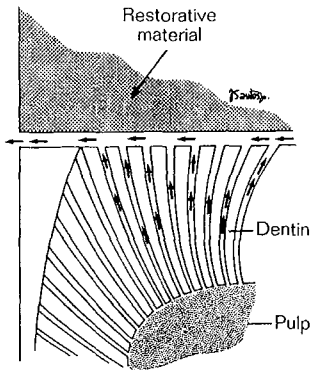
Composition en masse et en volume de l'émail et de la dentine [189]

La composition minérale de l'émail est de 95 à 98 % en masse et de 86 % en volume, principalement de l'hydroxyapatite. Les cristaux forment des prismes sauf dans les zones aprismatiques. Le reste est composé d'eau et de matières organiques. C'est un tissu homogène en structure et en composition en comparaison avec la dentine. Cette dernière contient 12 % d'eau et 18 % de matières organiques en masse, principalement du collagène I. Elle ne contient que 70 % d'hydroxyapatite en masse (50 % en volume). Les tubulis sont bordés de dentine péritubulaire, plus minéralisée que la dentine intertubulaire. Au niveau de la dentine superficielle on a 96 % de dentine intertubulaire, 3 % de dentine péritubulaire et 1 % d'eau. Au niveau juxta-pulpaire, on a 66 % de dentine péritubulaire, 12 % de dentine intertubulaire et 22 % d'eau [189].

Plus les tubulis dentinaires seront nombreux et larges, moins le collage aura de surface et plus il sera irritant pour les tissus pulpaires. Plus la cavité est profonde, plus on s'approche du plafond pulpaire, plus les tubulis sont nombreux et larges. Le diamètre des canalicules est de 2,5 µm au niveau juxta-pulpaire et de 0,8 µm au niveau de la jonction amélo-dentinaire. De même, la concentration des tubulis passe de 45.000/mm² près de la pulpe à 20.000/mm² près de l'émail. C'est ainsi que sur une cavité juxta-pulpaire, il faudra appliquer un fond de cavité partiel à l'hydroxyde de calcium pour protéger la pulpe des futures agressions mécaniques et chimiques lors de la préparation et du collage.

De même, un fond de cavité total permettra au collage d'adhérer au matériau plutôt qu'à la dentine et de redonner une architecture idéale à la cavité.

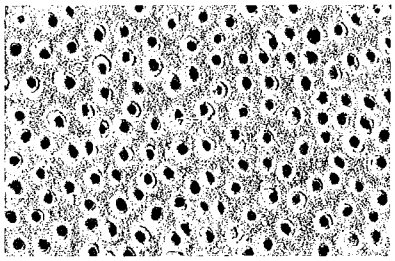
La différence de pression entre la surface dentinaire et la pulpe crée un mouvement de fluides intra-tubulaires susceptibles de perturber la force de l'adhésion des adhésifs. Une étude [83] calcule les différences d'adhésion de 3 colles (Relyx ARC®, Panavia F 2.0®, Relyx Unicem®) en présence et en l'absence de pression pulpaire. Les colles qui n'éliminent pas complètement la boue dentinaire c'est-à-dire les colles auto-adhésives ou les colles utilisant des adhésifs type SAM sont peu affectées par la présence d'une pression pulpaire : l'adhésion du Relyx Unicem® passe de 13,9 MPa (sans pression) à 12,7 MPa (avec pression). En revanche, les colles qui éliminent la boue dentinaire par un mordançage suivi d'un rinçage voient leur valeur d'adhésion fortement diminuer en présence d'une pression pulpaire sans toutefois devenir moins performantes que les colles qui ne l'éliminent pas complètement : l'adhésion du Relyx ARC® passe de 22,4 à 16,2 MPa, celle du Panavia F 2.0® passe de 25,3 à 14,9 MPa.



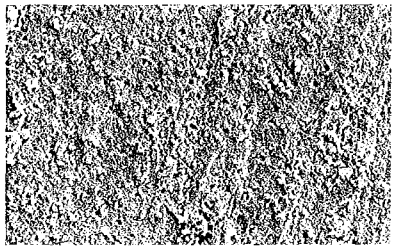
Pression des fluides tubulaires sur l'interface du matériau de restauration [189]

II.2.2. La boue dentinaire (smear layer)

Lors de la taille d'une cavité par instrumentation rotative ou manuelle, un dépôt de surface vient contaminer la dentine, l'émail et même le cément : c'est la boue dentinaire. Ce sont des débris calciques par nature formés par l'agression des tissus durs et qui vont permettre de réduire la perméabilité pulpaire de 80 %. L'épaisseur de cette couche peut varier de 0,5 à 5 µm. L'EDTA serait le conditionneur le plus approprié pour enlever cette boue dentinaire et permettre l'accès aux tubulis. C'est un élément supplémentaire qui viendra compliquer le collage de la pièce prothétique. Les adhésifs type M & R (nécessitant un rinçage après mordançage) vont dissoudre cette couche et l'éliminer par rinçage pour l'hybridation. Les adhésifs type SAM (auto-mordançage, pas de rinçage) vont pénétrer la boue dentinaire sans l'éliminer et l'intégrer au processus d'adhésion. C'est justement pour cette raison que les sensibilités post-opératoires sont moins fréquentes pour les adhésifs type SAM car la boue dentinaire qui diminue la perméabilité dentinaire de 80 % est préservée.



Dentine conditionnée avec ED Primer® de la colle Panavia® F 2.0 puis rincée à l'acétone. La boue dentinaire a été totalement dissoute lors du mordançage et éliminée au rinçage laissant apparaître les tubulis. Les pointeurs montrent la dentine péritubulaire laissée intacte [83].



Dentine conditionnée avec une colle auto-adhésive (Relyx Unicem®) pendant 1 minute et rincée à l'acétone, montrant la boue dentinaire partiellement éliminée et l'émergence partielle des tubulis [83].

L'étude de Hiraishi [83] calcule la perméabilité de la surface dentinaire après application des agents de conditionnement des colles Relyx ARC® (Adper Single Bond 2®), Panavia F 2.0® (ED Primer II®) et Relyx Unicem® (pas de conditionnement). Pour ce dernier, le produit a été appliqué 1 minute puis rincé à l'acétone. La perméabilité a été calculée en pourcentage de la perméabilité maximale obtenue par mordançage de la dentine. La perméabilité avec Adper Single Bond 2® est de 29,6 %, celle avec ED primer II® 41,1 % et celle avec Relyx Unicem® 3,5 %. La préservation de la boue dentinaire sauvegarde le caractère filtrant de cette structure ce qui va protéger le complexe dentino-pulpaire des agressions et limiter les sensibilités post-opératoires.

II.2.3. Les réactions pulpaires aux restaurations

Des études ont montré que quand les tissus pulpaires ont subi une agression thermique (lors de la taille de la cavité) ou chimique (lors du mordançage ou du collage), ils tendent à cicatriser naturellement, avec une phase d'hyperhémie transitoire possible (réversible). La condition est d'avoir une restauration étanche et un tissu pulpaire avec un certain potentiel de réparation [187].

L'étude de Vigolo de 2007 [202] détermine s'il existe une inflammation pulpaire histologiquement après collage d'une restauration pendant 1 an. L'étude porte sur 32 prémolaires initialement vivantes et indemnes de caries, devant être extraites pour raisons orthodontiques. Il y a 8 patients âgés de 13 ans. Sur chaque patient, 4 dents seront extraites. Sur ces 4 dents, 3 porteront une restauration collée et une restera intacte et servira de témoin. Les préparations sont faites pour des inlays MOD d'une profondeur de 3 mm et aucune protection pulpaire en fond de cavité n'est appliquée. Les restaurations sont silanées et collées. Un an après, les 32 dents sont extraites et les tissus pulpaires sont analysés et comparés avec leurs témoins respectifs.

Le résultat est qu'il n'y a aucune réaction histologique visible, le tissu pulpaire a une architecture normale et identique à celle de la dent témoin. Les polymorphonucléaires et les lymphocytes mononucléaires ne sont pas détectés. Aucune bactérie n'a été détectée. Néanmoins, 5 des 8 patients ont présenté une sensibilité pulpaire dans les 10 à 15 jours suivant le collage.

II.3. Les fonds de cavité

Lorsque le volume de la cavité devient important et que le fond est très proche de la pulpe, il est indispensable d'utiliser des bases intermédiaires en fond de cavité partiel et/ou total. Un fond de cavité partiel aura une application très localisée et permet une reminéralisation en regard d'une épaisseur dentinaire résiduelle faible. Un fond de cavité total permet une protection chimique et thermique de la pulpe et également de redonner à la cavité une architecture idéale sans contre-dépouille en laissant au matériau céramique les épaisseurs nécessaires à un comportement mécanique optimal.

II.3.1. Fond de cavité partiel (liner)

Un fond de cavité partiel sous une restauration adhésive directe ou indirecte a pour objectif d'assurer la protection de la vitalité pulpaire et de renforcer l'épaisseur dentinaire résiduelle. C'est hydroxyde de calcium qui est le plus souvent utilisé en raison de sa compatibilité pulpaire et de sa capacité à induire la formation de dentine tertiaire au contact de blastes pulpaires (pulpoblastes). Le comportement mécanique et l'adhésion à la dentine de l'hydroxyde de calcium sont médiocres et doit donc être utilisé en très fines quantités lorsque l'épaisseur dentinaire résiduelle est inférieure à 0,5 mm.

Un liner ne doit pas avoir une épaisseur de plus de 0,5 mm et doit impérativement être recouvert d'une base sus-jacente afin qu'il conserve ses propriétés et sa forme sous les contraintes. Une étude de 2005 [57] montre que certains primers contenant de l'alcool ou de l'acétone peuvent modifier les propriétés de l'hydroxyde de calcium (phénomènes d'érosion et de ramollissement). Par exemple, des adhésifs comme l'Optibond® ou le Syntac® vont ramollir le Dycal®.

Il a été démontré qu'une épaisseur dentinaire résiduelle de 0,5 mm réduisait l'effet de substances toxiques sur la pulpe de 75 %, et une épaisseur de 1 mm 90 %. On peut dire qu'en dessous de 0,5 mm d'épaisseur, il y a un risque non négligeable de modifications irréversibles sur la pulpe a fortiori si des agents bactériens ont été longtemps en contact avec cette dentine résiduelle. L'attitude clinique ne doit pas être la même entre une dentine de 0,5 mm sous une obturation étanche non infiltrée et une dentine de 0,5 mm sous une obturation infiltrée par une carie secondaire depuis longtemps.

Un liner à l'hydroxyde de calcium peut être utilisé en coiffage direct (lorsque l'effraction pulpaire est visible) ou indirect (lorsque l'effraction pulpaire est possible ou supposée). Une étude basée sur l'étude de 592 coiffages pulpaires directs et indirects sur 24 ans entre 1966 et 1990 [167] démontre qu'un coiffage direct est un acte risqué dont la probabilité de succès est lié à des facteurs multiples, complexes et difficilement quantifiables comme : le degré d'exposition aux agents bactériens (nombre, durée), l'âge du patient (potentiel de réponse pulpaire) et même le type de dent.

Les liners utilisant des adhésifs (bonding) sont déconseillés car certains composants seraient toxiques pour les cellules pulpaires. Une étude comparant les coiffages directs à l'hydroxyde de calcium et ceux à base d'adhésifs a montré que des barrières dentinaires s'étaient formées dans pratiquement tous les cas traités à l'hydroxyde de calcium contre moins de 25 % pour les adhésifs [189].

L'avantage de l'hydroxyde de calcium en coiffage indirect est d'éliminer ou réduire significativement le nombre de bactéries présentes dans la dentine déminéralisée [189] grâce à son pH élevé. Il a une activité antibactérienne que n'ont pas les adhésifs.

II.3.2. Fond de cavité total (base)

Un fond de cavité total sous une restauration adhésive a pour objectif premier de protéger la pulpe d'un point de vue chimique et thermique. Secondairement, il permet de diminuer le volume de la future restauration et de donner à la cavité l'architecture la plus optimale sans contre-dépouille. Facultativement, ils peuvent relarguer du fluor afin de préserver des récidives carieuses. Les matériaux de choix sont les ciments verre ionomère classiques (CVI) ou modifiés par adjonction de résine (CVIMAR). D'autres matériaux peuvent également être utilisés comme les compomères photopolymérisables ou les composites fluides (type Flow®).

II.3.2.1. Les ciments verre ionomère (CVI)

Ils ont été mis au point par Wilson et Kent en 1972. Ils sont le résultat d'un mélange entre le liquide des ciments polycarboxylates (acide polycarboxylique) et la poudre des ciments silicates (verre aluminosilicique).

Ils possèdent 5 propriétés essentielles :

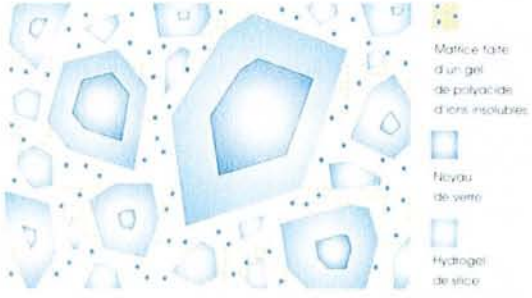
1- Adhésion à la dentine importante. Les CVI sont actuellement les matériaux qui présentent la meilleure adhésion chimique à la dentine.

2- Coefficient d'expansion thermique proche de celui de la dent. Lors des changements de température, aucune tension ne sera présente à l'interface CVI-dent.

3- Relargage de fluor pour lutter contre les déminéralisations d'une quelconque activité bactérienne.

4- Rôle d'amortisseur mécanique et absorption les contraintes. En association avec le matériau de collage, ils permettent d'éviter les fractures de la céramique.

5- Protection de la pulpe des agressions mécaniques lors de la préparation de la cavité et des agressions chimiques lors du collage.



Structure chimique d'un CVI conventionnel [53]

II.3.2.2. Les CVI modifiés par adjonction de résine (CVIMAR)

Ils ont été mis au point pour combiner les avantages des ciments verre ionomère (relargage de fluor, coefficient de dilatation thermique proche des tissus dentaires) et des résines composites (qualités mécaniques élevées). Les charges sont identiques à celles des CVI traditionnels (verre d'alumino-silicates). La matrice quant à elle est modifiée, renforcée par des monomères photopolymérisables.

Leurs avantages par rapport aux CVI traditionnels sont :

- Une meilleure résistance à la contamination hydrique et à la déshydratation.
- Une manipulation facilitée par un temps de travail long et une prise rapide et contrôlée (photopolymérisation).
- Une résistance mécanique initiale plus forte et un meilleur comportement mécanique à long terme.

Néanmoins, la modification par ajout de monomères entraîne obligatoirement une contraction lors de la polymérisation.

Il est conseillé d'appliquer un mordançage à l'acide polyacrylique pendant 15 à 20 secondes suivi d'un rinçage soigneux et d'un séchage modéré [195]. Un adhésif type SAM peut aussi être mis en place avant le CVIMAR [173] (scellement optimisé expérimental mis en avant par Shittly) de manière à optimiser l'adhésion de l'interface dent-base sur la dentine et à pallier au retrait de polymérisation des CVIMAR.

II.4. Le complexe adhésif

Le complexe adhésif est formé par l'enchevêtrement mécanique et chimique de l'adhésif (lié aux tissus dentaires via la couche hybride) avec la colle d'assemblage (liée à la surface de la céramique via le silane).

II.4.1. Le système adhésif

Le système adhésif permet la fixation des colles composites sur les tissus dentaires par l'intermédiaire de la couche hybride.

II.4.1.1. Composition

Trois éléments sont indispensables pour n'importe quel système adhésif :

- L'agent de mordançage (ou etching agent): il est composé d'acides minéraux, d'acides organiques ou de monomères acides. Il contient généralement de l'acide phosphorique dans une concentration comprise entre 10 et 40 % (généralement 37 %) et se présente sous la forme d'un gel plus ou moins visqueux. Il va déminéraliser l'émail, la dentine et la boue dentinaire (pour les M & R) et permettre l'infiltration d'une résine primaire hydrophile dans les espaces laissés libres par les cristaux d'hydroxyapatite dissous.

- Les primaires (ou primers, promoteurs d'adhésion, agents de couplage): ce sont des monomères amphiphiles bifonctionnels dissous dans un solvant à base d'acétone ou d'éthanol. C'est une solution tensioactive qui précède et favorise l'infiltration de résine hydrophobe. Les molécules amphiphiles possèdent deux groupements fonctionnels, l'un hydrophile qui va pénétrer le collagène hydraté et l'autre méthacrylique hydrophobe qui va se lier au bonding en polymérisant avec lui (copolymérisation).

- La résine adhésive (ou bonding, adhesive resin): elle contient des monomères de réticulation (adhésifs proprement dits, bonding agents) polymérisant par voie chimique, photonique ou photochimique, associés ou non à des charges et des antibactériens.

II.4.1.2. Les adhésifs

Nous allons voir les différents types d'adhésifs, leurs mécanismes d'adhésion ainsi que leurs avantages et inconvénients. Ils peuvent être classés de deux manières :
- Selon la présence d'un mordançage préalable et le nombre de séquences.
- Selon la génération qui renseigne sur l'ordre chronologique d'apparition sur le marché.

II.4.1.2.1. Les adhésifs Mordançage & Rinçage (M & R)

Un adhésif est dit M & R s'il nécessite un mordançage préalable combiné des tissus amélaires et dentinaires (total etch), suivi d'un inévitable rinçage où les cristaux d'hydroxyapatite et la boue dentinaire sont évacués. Il en existe deux types suivant le nombre de séquences de mise en œuvre clinique : les M & R 2 et les M & R 3.

* Pour les adhésifs M & R 3, les trois éléments de base du système adhésif sont conditionnés séparément et mis en place successivement en 3 étapes. Le mordançage est rincé puis séché, le primaire est appliqué puis séché, enfin le bonding est déposé, étalé puis polymérisé. Ce sont les adhésifs les plus anciens qui sont apparus sur le marché il y a plus de 15 ans [45].

* Pour les adhésifs M & R 2, la procédure a été simplifiée à 2 étapes cliniques. Le mordançage est toujours utilisé en premier. Mais ensuite, les primers et la résine adhésive ont été réunis dans le même flacon. Après le rinçage et séchage, il n'y a plus qu'une seule étape d'application du matériau qui est déposé, étalé et polymérisé.

L'inconvénient majeur des systèmes M & R (surtout les M & R 2) qu'il faut toujours garder à l'esprit est cette nécessité de déposer le produit (primer seul ou couplé à la résine adhésive) sur une dentine humide. Il est donc nécessaire de garder l'émail et la dentine dans un état d'hydratation adéquat après le rinçage et le séchage de l'etching. Pour l'adhésion à l'émail humide, il a été démontré que les agents de couplage amphiphiles et les solvants contenus dans les M & R 2 permettent une adhésion aussi efficace que sur de l'émail sec [128].

II.4.1.2.2. Les adhésifs auto-mordançants (SAM)

Un adhésif est dit auto-mordançant lorsque l'étape de mordançage suivie d'un rinçage n'est plus nécessaire. Ils incarnent un progrès dans l'utilisation des biomatériaux adhésifs aux tissus amélo-dentinaires. Ils ont d'abord été développés en 2 séquences (SAM 2) lorsque l'agent de mordançage a été combiné aux primers puis en une seule séquence (SAM 1). Les SAM 1 combinent les trois éléments nécessaires en une seule séquence clinique. L'acide de mordançage, le primaire d'adhésion et la résine adhésive sont associés à de l'eau nécessaire à l'ionisation des monomères acides. Ils sont mis en jeu dans certaines colles comme le Multilink automix® ou les colles auto-adhésives.

L'action auto-mordançante est due à des monomères rendus acides par la fixation de groupes carboxyliques ou phosphate.

Au niveau de l'émail, les primers favorisent l'infiltration des monomères résineux au sein des espaces créés en englobant les cristaux d'émail dissous car ils ne sont pas éliminés par le rinçage.

Au niveau de la dentine, l'acidité des adhésifs est suffisante pour déminéraliser à travers la boue dentinaire jusqu'à la dentine sous-jacente. Les monomères vont diffuser à travers le réseau collagénique en infiltrant la boue dentinaire avant d'être polymérisés.

II.4.1.2.3. Les générations

La reconnaissance des bénéfices apportés par le total etch a permis le développement d'adhésifs dits de 4ème génération. La classification par génération recoupe en partie celle basée sur la présence ou non d'un mordançage/rinçage préalable (M & R/SAM).

* La 4ème génération représente les adhésifs M & R 3. Les trois composants de base sont dissociés. Les primaires et le bonding peuvent être conditionnés dans un ou deux flacons chacun. -> Exemples : All Bond 2®, Scotchbond Multi-purpose®.

* La 5ème génération représente les adhésifs M & R 2. L'etching est réalisé en premier. Les primers et la résine adhésive sont conditionnés dans un ou deux flacons. Lorsqu'ils sont conditionnés ensemble dans un seul flacon, l'adhésif est dit mono-composant.
-> Exemples : Excite DSC®, Optibond Solo Plus®, OneStep Plus®, Prime & Bond NT®. Malgré leur ancienneté, les fabricants continuent d'en introduire sur le marché d'où l'apparition récente du Scotchbond One XT® ou du XP Bond®.

* La 6ème génération regroupe les adhésifs SAM 1 et SAM 2 et est divisée en 2 groupes :
- *La 6ème génération type I* représente les SAM 2. Il y a deux flacons : le primer acide et l'adhésif qui sont appliqués successivement sur les tissus dentaires. Certains adhésifs possèdent un catalyseur (activateur) permettant une polymérisation duale.
-> Exemples : AdheSE®, Quick Bond®, Clearfil SE Bond®, Nano-Bond®.
- *La 6ème génération type II* représente les SAM 1 à deux produits séparés. Soit il y a deux flacons (primer acide et adhésif) soit il y a un conditionnement unitaire contenant une goutte de chaque produit à mélanger. La différence avec le type I est que les primers acides et l'adhésif sont mélangés avant leur application sur les tissus dentaires.
-> Exemples : Prompt-L-Pop®, Xeno III®, Touch & Bond®.

* La 7ème génération représente les adhésifs SAM 1 à un seul flacon. Ce flacon contient le primer acide et l'adhésif. L'adhésif est dit mono-composant (one-bottle). Il faut appliquer plusieurs couches successivement puis sécher au spray à air avant photopolymérisation.
-> Exemples : I Bond®, Hybrid Bond®, Xeno IV®, Xeno V®.

II.4.1.2.4. Comparatif des systèmes M & R / SAM

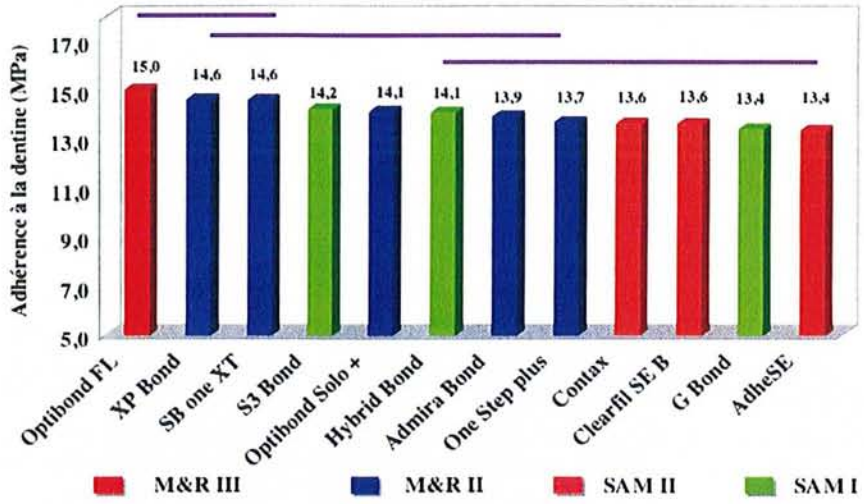
Voyons si les adhésifs SAM ont une efficacité équivalente à celle des M & R.

Les avantages des systèmes SAM sont :

+ Un gain de temps et des procédures moins fastidieuses.
+ N'étant pas précédés d'un mordançage suivi d'un inévitable rinçage puis d'un séchage qui peut être soit insuffisant soit excessif, ils perturbent moins le réseau collagénique dentinaire ce qui favorise une infiltration efficace de la résine [75]. On minore le risque d'une infiltration incomplète de la dentine déminéralisée et donc la formation d'une couche hybride discontinue, incomplète, voire inexistante, départ d'un manque évident d'étanchéité [76].
+ Dans le processus d'adhésion, contrairement aux adhésifs M & R, la boue dentinaire n'est pas éliminée, elle est profondément modifiée et stabilisée [45]. La boue dentinaire réduisant la perméabilité dentinaire de 80 %, les adhésifs SAM vont optimiser l'obturation des tubulis et ainsi réduire les sensibilités post-opératoires [46,151].
+ L'absence de rinçage réduit le risque de contamination des surfaces à coller.

Néanmoins, les SAM présentent des inconvénients non négligeables :

- Le point critique est le séchage après application, bien plus critique que la nécessité d'une dentine humide pour les M & R 2. Ce séchage est nécessaire pour éliminer l'eau présente dans la solution. Or, même avec une bonne évaporation de l'eau, les SAM restent des membranes semi-perméables, compte tenu du taux élevé de monomères hydrophiles qu'ils contiennent. La conséquence est l'altération du joint collé par hydrolyse puis par dégradation enzymatique [80].
- L'acidité surtout des SAM 1 peut les rendre incompatibles avec les systèmes d'amorçage de chémopolymérisation des colles duales [45].
- Leur adhésion à l'émail est moins efficace que les systèmes M & R. En effet, l'acide étant mélangé à d'autres substances, le mordançage est moins efficace, il forme des reliefs moins rétentifs [45]. On peut pallier à ce problème en mordançant l'émail avant l'application de l'adhésif mais ceci rajoute les inconvénients des systèmes M & R.
- Leur adhésion à la dentine est aussi moins efficace que les systèmes M & R. De plus, l'efficacité du collage avec les SAM sont moins reproductibles, donc moins fiables qu'avec un adhésif M & R. Contrairement aux idées reçues, les systèmes SAM sont donc plus aléatoires et moins tolérants [45]. Les M & R 2 et 3 ont une adhésion à la dentine équivalente, supérieure à celle des SAM 1 et 2 qui sont quasi-similaires [45].



Valeurs d'adhésion à la dentine des 12 adhésifs les plus performants, répertoriés dans la banque de données « Bataille des Adhésifs » de Degrange [45]. Les barres horizontales regroupent les produits statistiquement identiques

L'évaluation clinique des adhésifs est basée sur le calcul du pourcentage de restaurations perdues tous les 6 mois sur des cavités cervicales non carieuses non rétentives. Les valeurs recueillies in vitro sur l'adhérence dentinaire (dans la « Bataille des Colles » de Degrange) des adhésifs (avec des tests en traction) sont en corrélation avec les valeurs de succès ou d'échecs cliniques relatées dans l'étude globalisée de Peumans de 2005 [150] qui a regroupé toutes les études publiées entre 1998 et 2004. Ainsi, on peut déterminer qu'une adhérence dentinaire in vitro de 14-15 MPa est compatible avec une bonne probabilité de longévité clinique [47].

Nous pouvons conclure des constatations précédentes que :

- Il faut savoir évaluer les matériaux adhésifs que l'on utilise et notamment déterminer la force de l'adhésion de ses adhésifs.

- Il est préférable de choisir une colle qui mette en jeu un adhésif type M & R 2 ou 3, avant que des études cliniques valident l'utilisation des colles auto-adhésives ou des adhésifs SAM.

- Si un adhésif doit être choisi par le clinicien, il faut préférer un adhésif M & R qui présentera des meilleures valeurs d'adhésion à l'émail et à la dentine.

- Les SAM peuvent être privilégiés si l'épaisseur de dentine juxta-pulpaire est faible afin de limiter les agressions pulpaires lors de l'assemblage.

- Un adhésif M & R est plus opérateur-dépendant mais présente moins de variabilité intra-opérateur avec une meilleure reproductibilité de l'efficacité de l'adhésion aux tissus dentinaires.

II.4.2. Adhésion aux tissus dentaires

L'adhésion est définie par l'union de deux structures solides. La force de l'adhésion est l'intensité de la liaison entre les deux matériaux mis en contact intime. Pour les composites, elle met en jeu un agent primaire capable d'humidifier les deux surfaces intrinsèquement chimiquement incompatibles et qui en se solidifiant réalise un joint entre les structures. L'adhésion peut être chimique, mécanique ou une combinaison des deux. On parle d'adhésion chimique quand il y a des rapports à l'échelle moléculaire entre les deux surfaces, d'adhésion mécanique lorsqu'il y a pénétration de l'adhésif dans les anfractuosités de la surface en contact. Ces mécanismes régissent le phénomène dit d'hybridation qui concerne à la fois l'émail et la dentine.

II.4.2.1. Adhésion à l'émail

Le collage à l'émail est bien maîtrisé depuis longtemps. En 1955, Buonocore a mis en évidence l'adhésion de la résine acrylique sur de l'émail sec mordancé à l'acide phosphorique puis rincé [18,28]. Ceci a ouvert la voie à la dentisterie adhésive. La force de l'adhésion dépasse généralement 20 MPa dans les tests in vitro. Le mordançage de l'émail permet d'obtenir une structure en nid d'abeilles en augmentant la surface de collage et en permettant une diffusion interprismatique et intraprismatique des esters méthacryliques qui sont des composés résineux hydrophobes ayant une grande affinité avec les minéraux de l'émail. C'est pour cette raison que les restaurations partielles collées nécessitent un bandeau d'émail périphérique cervical d'une épaisseur minimale de 0,5 mm et d'une hauteur minimale de 1 mm (études in vitro) afin d'assurer une étanchéité interfaciale idéale [188].

L'hybridation de la surface amélaire mordancée est simple à établir. L'infiltration de la résine, quelle que soit sa nature, est naturellement pilotée par l'énergie de surface élevée de l'émail déminéralisé [45].

II.4.2.2. Adhésion à la dentine

II.4.2.2.1. La couche hybride

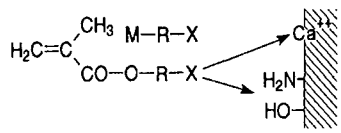
La composition minérale de la dentine est insuffisante pour créer des liaisons avec les monomères résineux hydrophobes en raison de la présence des fluides tubulaires aqueux. L'adhésion à la dentine nécessite la création d'une couche hybride qui permet d'augmenter l'affinité entre les deux substrats. La couche hybride (ou couche d'interdiffusion) a été décrite pour la première fois en 1952, ce qui ouvra la porte aux recherches sur les mécanismes chimiques de l'adhésion.

Le principe du collage est basé, après mordançage acide, sur l'utilisation de monomères hydrophiles contenus dans l'apprêt (agent de couplage ou primer également appelé primaire d'adhésion) permettant à l'adhésif d'imprégner totalement la dentine ou la boue dentinaire jusqu'à la dentine sous-jacente intacte et de créer avec le réseau collagénique un enchevêtrement après polymérisation.

Cette couche hybride de 1 à 2 µm d'épaisseur est formée de résine et de tissus dentinaires intimement liés, principalement aux fibres de collagène de la dentine autant intertubulaire que péritubulaire. Degrange parle d'un milieu composite formé du mélange de polymères biologiques d'origine naturelle et de polymères de synthèse [45]. Des études montrent que les colles qui mettent en jeu une couche hybride dans leur adhésion avec la dentine semblent sceller adéquatement les tubulis et permettre une réorganisation cellulaire des tissus pulpaires éventuellement agressés [139].

II.4.2.2.2. Mécanismes chimiques

L'adhésion des monomères des adhésifs s'effectue sur des substrats organiques (collagène) et minéraux.



Adhésion chimique des primers au bonding et aux composants dentinaires organiques et minéraux (selon Asmussen) [79]

Les primers sont des molécules bifonctionnelles qui, d'une part vont copolymériser avec les monomères de la résine adhésive (bonding resin), et d'autre part se lier aux composants calciques (hydroxyapatite) et organiques (collagène) de la dentine [189].

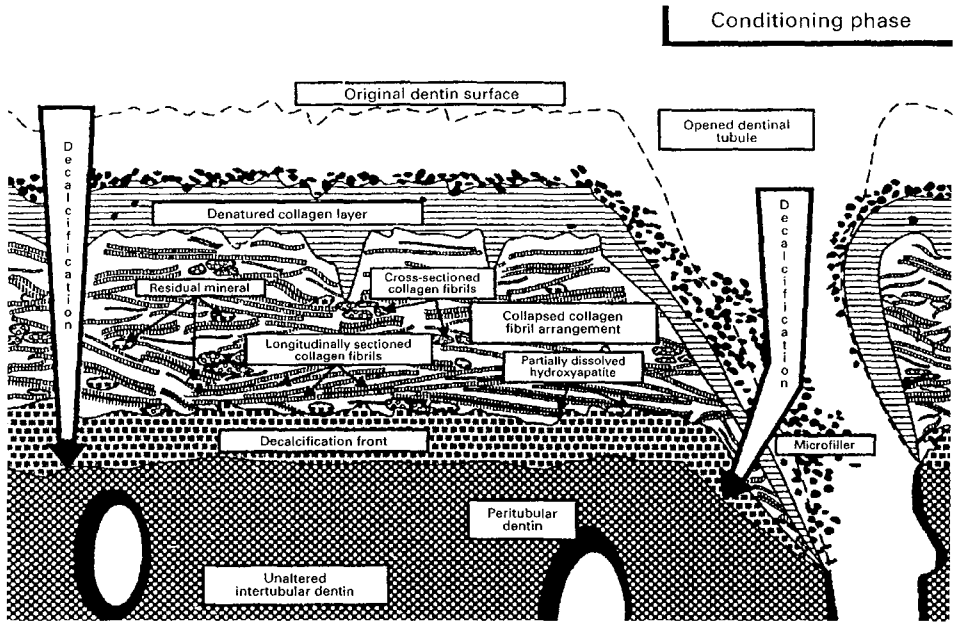
Potential Ca^{2+}-bonding dentin adhesives	
M-R_1-POYZ	Phosphate group
M-R_2-NZ-R_3-COOH	Amino acid
M-R_3-OH	Amino alcohol
M-R_4(COOH)-COOH	Dicarboxylic acid
Potential collagen-bonding dentin adhesives	
M-R_1-NCO	Isocyanate group
M-R_2-COCl	Acid chloride
M-R_3-CHO	Aldehyde group
M-R_4(COOH)-CO	Carboxylic acid anhydride

Monomères capables de créer des liaisons avec le calcium des cristaux d'hydroxyapatite ou le collagène dentinaire (M=méthacrylate, R= chaîne carbonée, Y/Z=composants variables) [79]

II.4.2.2.3. Phases de l'adhésion

Deux phases peuvent être décrites dans l'adhésion dentinaire des systèmes adhésifs : le conditionnement et l'hybridation, avec une phase intermédiaire d'imprégnation :

1- Dans la phase de conditionnement, des acides vont éliminer (adhésifs M & R) ou modifier (adhésifs SAM) la smear layer et la surface dentinaire de manière à exposer les fibrilles de collagène et créer des micro-cavités dans la dentine intertubulaire. Le collagène n'est plus soutenu, il a tendance à se collapser.



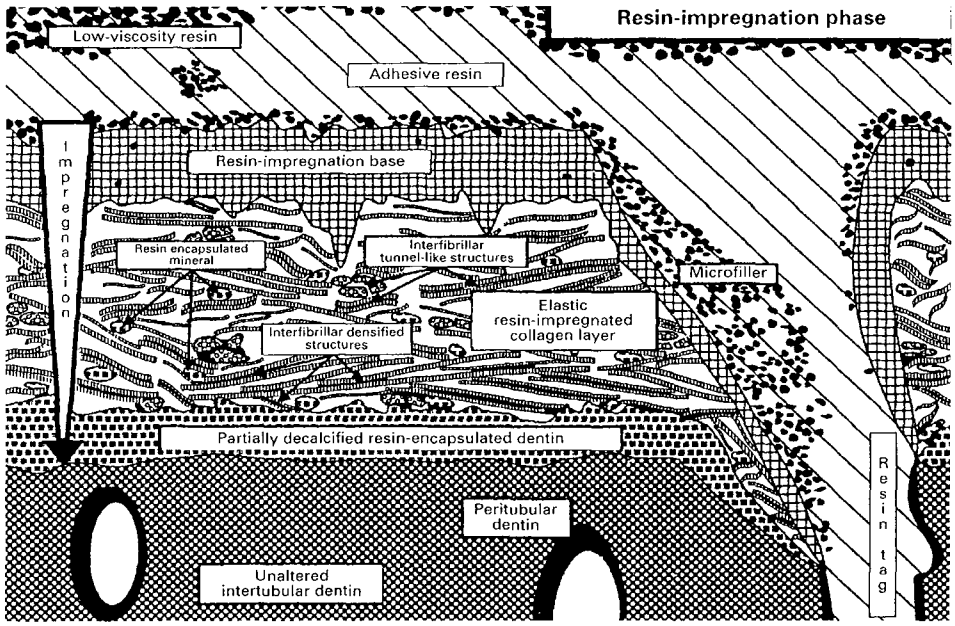
Phase de conditionnement dentinaire [189]

2- Dans la phase d'hybridation, des primers et agents adhésifs vont permettre la formation de la couche hybride en se liant chimiquement et mécaniquement au réseau collagénique et minéral de la dentine préalablement acidifiée.

Les primers (resin-impregnation base) contiennent des monomères hydrophiles (généralement de l'HEMA) dissous dans des solvants à base d'alcool ou d'acétone. Ces monomères peuvent s'infiltrer (phase intermédiaire d'imprégnation) dans les nano-espaces du réseau collagénique en se liant à lui grâce aux extrémités hydrophiles des monomères. Les monomères possèdent à leur autre extrémité des groupements hydrophobes qui vont pouvoir copolymériser avec les adhésifs. Les primaires jouent un rôle majeur dans l'adhésion car ils permettent soit de maintenir suffisamment poreux le réseau collagénique pour favoriser la pénétration du bonding, soit de favoriser sa ré-expansion s'il a été collapsé lors du séchage [45].

La résine adhésive (adhesive resin) contient des agents adhésifs qui sont des monomères hydrophobes comme le bis-GMA ou l'UDMA mélangés avec du TEG-DMA (régulateur de viscosité) et de l'HEMA (agent mouillant). Elle va se lier aux groupements hydrophobes des primers et copolymériser avec eux. Elle peut aussi diffuser dans les parties terminales des tubulis dentinaires en formant des brides résineuses (resin tags) renforçant l'enchevêtrement mécanique et chimique.

La résine composite de collage (low-viscosity resin) va pouvoir se lier à cette couche hybride par l'intermédiaire des monomères hydrophobes polymérisés et former un réseau mécaniquement et chimiquement imbriqué dans le tissu dentinaire.



Phase d'hybridation dentinaire après imprégnation primaire [189]

-> Pour les adhésifs M & R 3, les étapes de conditionnement, d'imprégnation et d'hybridation sont effectuées successivement et séparément en 3 étapes.
-> Pour les adhésifs M & R 2, le mordançage (1ère étape) est suivi par une étape d'imprégnation/hybridation simultanée (2ème étape).
-> Pour les adhésifs SAM 2, le mordançage est combiné à l'imprégnation des primers (1ère étape) et suivi de l'hybridation (2ème étape).
-> Pour les adhésifs SAM 1, on a une action simultanée de ces 3 étapes ce qui simplifie la procédure (1 étape) mais diminue légèrement les valeurs d'adhésion.

II.4.3. Les matériaux d'assemblage

Tous les systèmes de restauration esthétique sont basés sur le collage. L'adhésion entre la porcelaine et la résine a été évoquée pour la première fois par Paffenbarger en 1967,

puis par Myerson en 1968, puis par Rochette en 1972. Cette adhésion chimique a permis d'ouvrir les perspectives du collage des reconstructions prothétiques en céramique, pour les inlays/onlays mais aussi pour les facettes et couronnes tout céramique.

II.4.3.1. Cahier des charges

Un matériau d'assemblage a pour objectifs de maintenir une pièce prothétique sur l'organe dentaire en amortissant les contraintes d'une part, et créer une étanchéité marginale durable résistante aux agressions physico-chimiques et bactériennes d'autre part [14].

Le choix du matériau idéal devra prendre en considération les paramètres suivants [11] :
- Résistance aux agressions physiques et chimiques du milieu buccal.
- Résistance aux sollicitations mécaniques de la manducation.
- Résistance à l'absorption hydrique et à la solubilité.
- Avoir une adhésion chimique forte, immédiate et durable aux surfaces dentaires et prothétiques assurant une étanchéité totale au long terme.
- Avoir une biocompatibilité scientifiquement démontrée.
- Avoir une bio-activité par relargage d'agents antibactériens cariostatiques.
- Avoir une manipulation clinique simple et rapide sans risque d'aléa.
- Avoir un temps de travail compatible avec la mise en place de prothèses plurales.
- Avoir un large choix de teintes pour les restaurations à hautes exigences esthétiques.
- Permettre une élimination aisée des excès.
- Avoir une polyvalence dans la compatibilité avec les différents matériaux prothétiques.
- Etre d'un coût abordable.

Les ciments ne peuvent prétendre à l'ensemble de ces critères, ils sont fortement déconseillés pour la mise en place d'éléments tout céramique esthétiques. Les colles sont recommandées pour toute restauration tout céramique, partielle ou périphérique, a fortiori sur des préparations peu rétentives où elles sont indispensables. Dans certains cas cliniques particuliers, les ciments hybrides peuvent être préférés (site peu accessible, bridge de longue portée, chape en céramique polycristalline).

II.4.3.2. Les ciments et colles

On peut classer les matériaux d'assemblage en trois classes :
- Les ciments conventionnels de scellement.
- Les matériaux hybrides de scellement adhésif (à mi-chemin entre ciment et colle).
- Les colles adhésives (appelées aussi composites de collage ou ciments résineux).

II.4.3.2.1. Les ciments de scellement

Ils sont constitués d'une poudre (la base) et d'un liquide (l'acide) dont le mélange provoque une réaction chimique acido-basique.

Il en existe trois familles :

- Ciment oxyphosphate de zinc : il provient de la réaction entre l'oxyde de zinc et l'acide orthophosphorique. C'est le matériau le plus ancien. Il ne possède aucun potentiel d'adhésion chimique aux tissus dentaires ou prothétiques. La rétention n'est assurée que par un microclavetage du ciment dans les anfractuosités des surfaces à assembler. Ce ciment a une mauvaise résistance en flexion [110] et en compression même si cette dernière est supérieure à celle des ciments polycarboxylates de zinc [205]. On observe une bonne étanchéité du joint scellé grâce aux propriétés bactériostatiques du matériau [5]. On peut citer le Crown & Bridge®.

- Ciment polycarboxylate de zinc : il provient de la réaction entre l'oxyde de zinc et l'acide polycarboxylique. Il présente un certain potentiel d'adhésion aux tissus dentaires en établissant des liaisons ioniques et covalentes [175]. Ses résistances mécaniques sont faibles et tend à se déformer plastiquement sous les contraintes [110]. Ce ciment devrait être réservé uniquement aux scellements temporaires. On peut citer le Durelon®.

- Ciment verre ionomère (CVI) : il provient de la réaction entre un verre fluoro-alumino-silicique et un acide polyacrylique. Il possède un effet anticariogène par la libération d'ions fluor, une adhésion intrinsèque aux tissus dentaires par liaison aux ions calcium [210] et aux oxydes, et un coefficient de dilatation thermique proche de ceux de la dentine et de l'émail. Son adhésion aux tissus dentaires est assurée par des structures polyélectrolytiques qui forment des liaisons ioniques avec le calcium de l'hydroxyapatite. Les propriétés mécaniques sont faibles et la dégradation hydrique est importante. On peut citer le Ketac Cem® et le Fuji I GC®.

Les ciments traditionnels ont des propriétés mécaniques faibles, une forte opacité et un potentiel d'adhésion aux surfaces dentaires et prothétiques faible voire nul ce qui impose une préparation rétentive. Leurs avantages résident dans leur simplicité de mise en œuvre clinique et leur faible coût.

II.4.3.2.2. Les matériaux hybrides

Une classe hybride a vu le jour pour combiner les propriétés adhésives des colles à la simplicité de manipulation des ciments. Il en existe deux familles :

- Ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine (CVIMAR) : Ce sont des CVI auxquels sont ajoutés des monomères acryliques hydrophiles tels que l'HEMA et parfois l'éthylène-glycol ou des dérivés du Bis-GMA. La réaction de prise résulte d'une réaction acide-base combinée à une polymérisation [33]. Il pallie aux inconvénients des CVI en améliorant les propriétés mécaniques et optiques. Ils restent quand même relativement sensibles à l'humidité [61]. Un conditionnement des surfaces est nécessaire pour potentialiser l'adhérence. On peut citer le Fuji Plus®, le Fuji Cem® et le Ketac Cem Plus®. Pour le Fuji Plus®, un pré-traitement de la surface dentaire avec la solution Fuji GC Conditionner® (composée d'acide citrique et de chlorure ferrique) est indispensable.

- Compomère : La structure de base est constituée d'une matrice résineuse à laquelle sont ajoutés des monomères contenant des groupes carboxyliques hydrophiles [33]. Ils contiennent des charges type fluoro-alumino-silicate susceptibles de pouvoir relarguer du fluor mais dans des proportions beaucoup plus faibles (relargage 6 à 60 fois inférieur à celui d'un CVI conventionnel) [201].

Les ciments hybrides sont les matériaux d'assemblage les plus polyvalents. Ils sont simples de manipulation, plus tolérants à l'humidité buccale, peu coûteux et capables de créer une adhérence de bonne qualité avec un grand nombre de matériaux. Mais la nécessité d'un conditionnement dentaire allonge le temps d'assemblage et complique la procédure.

II.4.3.2.3. Les colles

Une colle est définie comme une substance insérée à l'état liquide entre deux surfaces et qui les solidarise par une réaction de polymérisation. Ce sont des polymères organiques constitués d'une matrice d'esters méthacryliques à laquelle sont incorporés ou non des charges minérales. La réaction de prise est une polymérisation à amorçage photonique (photo-induction, colle photopolymérisable), chimique (chémo-induction, colle chémo ou autopolymérisable) ou photochimique (chémo et photo-induction, colle duale, combinaison des 2 types de polymérisation). Des études montrent que la photo-polymérisation augmente de manière significative les valeurs de résistance mécanique pour une même colle [111]. La polymérisation chimique est néanmoins indispensable du fait de la pénétration plus ou moins complète de la lumière au sein des restaurations.

Piwowarczyk a montré que les agents de collage à prise duale donnent de meilleures valeurs d'adhésion, surtout lorsque la lumière est utilisée pour initier la polymérisation [155]. Pour une colle duale ou chémopolymérisable, la présence d'un mode de polymérisation par voie chimique redox implique le mélange de deux composants pour amorcer la réaction de prise. Dès le malaxage (manuel ou par seringue auto-mélangeuse), les temps de travail et de prise sont fixés par la matrice de la réaction et ne sont plus sous la dépendance du praticien. Pour une colle duale, le praticien peut accélérer la prise par photopolymérisation.

Les colles possèdent de nombreux avantages par rapport aux ciments. D'abord, elles ont une grande ténacité leur permettant de résister à de fortes contraintes. En effet, elles ont une capacité de déformation pseudo-réversible ce qui permet de répartir les contraintes à l'ensemble de l'assemblage grâce à leur comportement visco-élastique [109]. Ensuite, leurs propriétés optiques (bon indice de réfraction) permettent un large choix de teintes en adéquation avec la restauration (surtout pour les colles chargées). Il est admis que l'étanchéité du joint dento-prothétique est meilleure avec une colle qu'avec un ciment [109].

L'inconvénient des colles est le retrait des excès qui est plus difficile qu'avec un ciment. Certaines colles ont également une manipulation complexe surtout dans le protocole de mise en place du système adhésif qui est opérateur-dépendant. Les colles de dernière génération pallient à ce problème en simplifiant les procédures au maximum.

La composition de la colle et son mode de polymérisation vont conditionner son comportement mécanique et donc les indications. Une colle duale chargée (type Variolink®) va assurer une bonne portance des restaurations même non rétentives en amortissant les contraintes sans déformation importante. Une colle chémopolymérisable non chargée (type Superbond®) a une capacité de relaxation des contraintes mécaniques aux interfaces ce qui l'indique dans les cas suivants :

- Collage d'un élément non rétentif ne laissant pas passer la lumière (attelle parodontale, bridge de Rochette).
- Manque de rétention d'une couronne périphérique dans les situations d'inadaptation.

<u>Les colles ont 4 avantages :</u>

- Elles sont compatibles avec une conservation tissulaire maximale.

- Elles permettent une dissipation des contraintes thermiques et mécaniques grâce à la capacité de déformation du joint de colle.

- Le joint prothétique est plus étanche.

- Le large choix de teintes est compatible avec un rendu esthétique idéal.

II.4.3.3. Les différentes colles

II.4.3.3.1. Structure

D'une manière générale, les résines composites sont faites d'une phase organique faite de polymères acryliques résineux (la matrice) et d'une phase inorganique composée de charges minérales (les particules). Un agent de couplage lie les deux phases entre elles, d'un point de vue chimique, micromécanique et par copolymérisation.

La charge est l'élément le plus important dans les propriétés cliniques et physico-chimiques des résines composites. La classification est d'ailleurs basée sur les caractéristiques des charges. Il existe deux types de charges du point de vue structurel :

-> Il y a des charges obtenues par concassage de morceaux de quartz ou de verre (généralement des ions métalliques radio-opaques sont présents comme le baryum ou le strontium). Ces charges ont une forme anguleuse et leur taille varie entre 0,01 et 15 µm. Lorsque leur taille est inférieure à 1 µm elles sont appelées mini-particules.

-> Il y a des charges produites par synthèse (silice pyrolytique). Leur forme est sphéroïdale et leur taille est généralement standardisée et égale à 0,04 µm.

Ainsi, il existe deux types de composites du point de vue du remplissage : monomodal (un seul type de charge) et bimodal (deux types de charges).

On définit trois types de colles suivant qu'elles possèdent ou non des adhésifs et des promoteurs d'adhésion.

II.4.3.3.2. Les colles sans potentiel adhésif (SPA)

On peut citer les colles : Variolink II®, Calibra®, RelyX ARC®, Multilink automix®, Choice®, Nexus 2®, Nexus 3®, DentoCem®, Adherence®, Duo-Link®, Lute-It®, Illusion®.

Ce sont de simples résines composites micro-chargées ou micro-hybrides qui polymérisent par voie photochimique (duales) ou seulement par chémopolymérisation. Ces colles ne contiennent aucun promoteur d'adhésion ni adhésif. Ainsi, des traitements de surface sont indispensables sur les préparations. Ce type de collage est très opérateur-dépendant car il nécessite une bonne connaissance des étapes opératoires et une grande minutie. Ce sont les seules colles à faire appel à des adhésifs et à des primers, fournis ou non par le fabricant. La grande majorité de ces colles utilise des adhésifs type M & R 2. Dans ce cas, un mordançage préalable est requis avant dépôt du primer associé à l'adhésif. On a également des adhésifs auto-mordançants type SAM. Les colles qui n'incluent pas de système adhésif fourni par le fabricant obligent le praticien à choisir lui-même le système adhésif adjoint, ce qui complique encore davantage la technique et la rend plus aléatoire.

Par exemple, pour la colle Nexus 3®, le fabricant indique qu'elle est compatible avec tous les systèmes adhésifs commercialisés (M & R et SAM).

Le Multilink automix® est très particulier car il met en œuvre un adhésif SAM et une colle chémopolymérisable disposée dans une seringue auto-mélangeuse.

II.4.3.3.3. Les colles avec potentiel adhésif (APA)

On peut citer les colles : Panavia F 2.0®, Panavia 21®, Panavia Ex®, Superbond®, MacBond®, Bistite II®, Chemiace I®, Chemiace II®.

Elles renferment des monomères adhésifs. Seul un conditionnement acide des tissus dentaires est requis, suivi par l'application de primers sur la préparation (Panavia 21®, Panavia F 2.0®) ou de catalyseurs directement dans le mélange du composite (Superbond®). Elles peuvent être chargées ou non. Le Superbond® et le Mac Bond® ne sont pas chargés. Les primers du Panavia 21® sont nommés ED PRIMER® et se présentent en gouttes dans un flacon A et B qu'il faudra mélanger. Les primers du Panavia F 2.0® sont nommés ED PRIMER II® et se mélangent de la même façon que le Panavia 21®. Les colles peuvent être duales (Panavia F 2.0®) ou chémopolymérisables (Panavia 21®, Superbond®). Ces dernières ont une polymérisation qui ne peut pas être contrôlée et des propriétés optiques qui ne donnent pas entièrement satisfaction. Des cas de décollements précoces d'inlays ou facettes ont été reportés aux USA à la fin des années 90 [77]. Ces décollements impliquaient toujours des colles polymérisant par voie chimique seule. Deux causes ont été mises en avant : l'acidité et la perméabilité à l'eau des adhésifs incriminés [190,191].

La colle Superbond® est une résine copolymère PMMA (polyméthacrylate de méthyle) / 4-META (4-Methacryloxyethyl Trimellitate Anhydride) chémopolymérisable. La molécule 4-META développée par Takeyama est un monomère particulièrement réactif capable de former des liaisons hydrogène avec les surfaces polaires incorporée à raison de 5 % pour 95 % de PMMA. Le mode de prise est particulier car l'amorçage redox classique (peroxyde-amine) est substitué par le TBB (Tri-n-Butyl Borane) qui est activé en présence d'oxygène ou d'humidité et non inhibé comme le sont les autres molécules.

Une série de colles chargées contiennent comme monomère fonctionnel le MDP (Méthacryloyloxyethyl Decyl Dihydrogenphosphate) comme : Panavia Ex®, Panavia 21®, Panavia F 2.0®. Ces colles incluant des monomères MDP présenteraient une bonne adhésion aux céramiques polycristallines traitées au Rocatec® et silanées [22,34].

Les colles Mac Bond® et Bistite II® sont duales et exploitent le MAC-10 (11-Méthacryloxy-1,1-undecadicarboxylic acid).

II.4.3.3.4. Les colles auto-adhésives (AA)

On peut citer les colles : RelyX Unicem®, MaxCem®, MaxCem Elite®, Multilink Sprint®, BisCem®.

Elles ont des propriétés auto-adhésives et auto-mordançantes par leur matrice organique qui contient des méthacrylates d'acide phosphorique ou carboxyliques multifonctionnels. Ainsi, aucun traitement de surface n'est requis sur les surfaces dentaires. Leur mode de polymérisation est dual. Elles offrent une facilité d'utilisation extrême avec un conditionnement en seringue auto-mélangeuse. Même si aucun traitement des surfaces dentaires n'est requis ou indiqué par le fabricant, il est recommandé de mordancer l'émail à l'acide orthophosphorique à 37 % pendant 30 secondes minimum [194] comme pour les adhésifs SAM. Ces colles de nouvelle génération ont tendance à devenir bio-actives et à relarguer des produits antibactériens. Par exemple, le Relyx Unicem® et le BisCem® relarguent du fluor.

Les colles auto-adhésives présenteraient une bonne adhésion aux céramiques polycristallines, à la manière des colles à base de 10-MDP [34].

Hikita a comparé l'efficacité des différentes colles (colles nécessitant un pré-traitement avec un adhésif auto-mordançant, colles nécessitant un mordançage et un rinçage, colles auto-adhésives) et a montré qu'elles permettaient toutes d'avoir une adhésion équivalente à la dentine et à l'émail si et seulement si la procédure indiquée par le fabricant est suivie scrupuleusement [82].

Voyons en détail les mécanismes d'adhésion du RelyX Unicem®, première colle auto-adhésive à apparaître sur le marché il y a 5 ans.

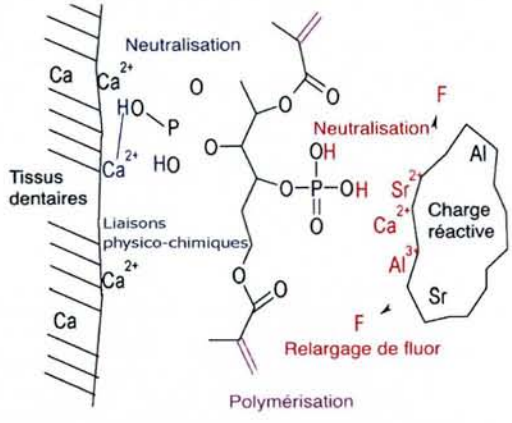
C'est une résine chargée fonctionnalisée. La matrice organique est formée de monomères méthacrylates sur lesquels sont greffés des groupements d'acide phosphorique et au moins deux doubles liaisons C=C insaturées [11]. Ces esters se retrouvent dans la composante liquide en combinaison avec des diméthacrylates, acétates, stabilisateurs et initiateurs.

La phase minérale est composée de charges de verres réactifs basiques et pour certaines silanées. Des cations de strontium et lanthanum sont incorporés pour donner une radio-opacité au matériau. La phase minérale contient également 2 % d'hydroxyde de calcium et 10 % de fluorures.

La réaction de prise est multiple, combinée et multifonctionnelle [11]. La réaction de prise principale est une polymérisation par amorçage radicalaire. C'est une réaction duale pouvant être initiée photoniquement ou chimiquement par un système redox.

Cette réaction confère au matériau la majorité de ses qualités mécaniques dans un délai rapide. La seconde réaction est une réaction acide-base entre les groupes acide phosphorique des méthacrylates polymérisants et la surface des charges minérales basiques. Les fonctions acides réagissent (chélation) également avec les ions calcium des cristaux d'hydroxyapatite présent sur l'émail ou la dentine hybridée en créant un réseau d'échanges ioniques au sein d'une zone interdiffusionnelle (à la manière des CVI). Cette neutralisation permet une augmentation de pH et une libération de fluorures. L'augmentation de pH et la présence d'hydroxyde de calcium et de fluorures rend le matériau peu agressif pour le tissu pulpaire (effet antibactérien). Des études in vitro ont montré une très faible cytotoxicité du matériau [72]. Des études in vivo mettent en avant une très faible sensibilité post-opératoire [44].

Une étude anglaise récente menée auprès de praticiens libéraux a attribué une note de 4,7/5 à RelyX Unicem® sur les points suivants : manipulation clinique, pluralité des indications et recul clinique [30].



Pluralité des réactions chimiques des composants du RelyX Unicem® [11]

II.4.3.4. Collage ou scellement adhésif ?

Le choix du matériau d'assemblage ne doit pas se faire au hasard mais en analysant les différents paramètres dictés par le cas clinique. Pour des restaurations tout céramique, la colle est le matériau de choix. Mais dans certains cas, un ciment adhésif peut être préférable en fonction de certains critères :

* Nature du matériau : les différentes céramiques n'ont pas la même aptitude au collage, suivant leur composition chimique et notamment la présence de silice. Les céramiques hétérogènes présentent une grande aptitude au collage avec l'emploi d'un mordançage à l'acide fluorhydrique et d'un agent de couplage silané. En revanche, les céramiques polycristallines ne peuvent être collées sans traitement tribochimique préalable (type Rocatec® ou Cojet®) car leur structure est dépourvue de silice.

* Potentiel de rétention de la préparation : elle est liée à trois facteurs : le nombre de parois opposées pseudo-parallèles, le degré de convergence/divergence des parois, et le rapport hauteur/largeur (taille périphérique) ou profondeur/largeur (taille partielle) de la préparation. Si la préparation présente un encastrement suffisant, un ciment adhésif peut être utilisé si les exigences esthétiques ne sont pas primordiales. Pour des préparations non rétentives (conservatrices), un collage est indispensable pour assurer la stabilisation de la restauration prothétique.

* Situation de la limite cervicale : les colles nécessitent un champ opératoire étanche afin d'éviter tout contact avec l'humidité qui empêche une bonne polymérisation. Ainsi, les colles ne peuvent pas être utilisées sur des préparations dont les limites sont sous-gingivales. Pour une taille partielle, il faut une limite supra-gingivale ou juxta-gingivale. Dans les situations sous-gingivales, un scellement conventionnel ou adhésif est préférable car l'humidité n'empêche pas la prise totale du matériau et les excès peuvent être éliminés facilement sans risque de nuire au parodonte marginal.

* Charge occlusale : les dents postérieures sont soumises à des forces qui sont orientées dans l'axe dentaire et qui ont tendance à mettre l'assemblage prothétique en compression. A l'inverse, les dents antérieures sont soumises à des forces latérales qui ont tendance à mettre l'assemblage en cisaillement. Les ciments résistent mal aux forces de cisaillement. Lorsqu'une charge occlusale est importante et que les forces sont tangentielles à l'organe dentaire il faudra utiliser préférentiellement les colles.

* Préservation du complexe dentino-pulpaire : il est établi que l'agression des tissus pulpaires est davantage liée au manque d'étanchéité du joint marginal (source de contamination bactérienne) qu'à une éventuelle toxicité des biomatériaux [109]. Le matériau qui préservera le mieux les tissus pulpaires sera celui qui assurera l'herméticité la plus totale et durable.

* Critères esthétiques : pour une restauration tout céramique esthétique, la teinte du matériau d'assemblage est importante dans le rendu final surtout sur les dents antérieures. Les colles sont celles qui possèdent le plus grand éventail de teintes surtout lorsqu'elles sont chargées. Les ciments conventionnels et adhésifs sont opaques et altèrent le rendu esthétique car ils bloquent la pénétration de la lumière.

* Temps de travail : plus la restauration à assembler est longue, plus le matériau devra avoir un temps de travail long de manière à pouvoir enduire correctement les intrados et l'insérer avant la prise. Un bridge de longue portée ne pourra pas être collé compte tenu du temps de prise des colles qui est trop rapide.

* Réintervention : Le matériau idéal devrait pouvoir permettre une réintervention rapide sans risque de délabrer les tissus dentaires. Une restauration collée sera plus difficile à déposer que si elle est scellée.

Ainsi, le scellement adhésif peut être utilisé dans les cas suivants [196]:

- Restauration en céramique polycristalline sans phase vitreuse. L'autre alternative est le traitement tribochimique avec dépôt de silice suivi d'une silanisation et d'un collage.
- Restauration plurale de longue portée. Les colles ont un temps de travail trop court.
- Rétention suffisante de la restauration, ce qui est surtout le cas pour les prothèses périphériques. Dans les cas de rétention insuffisante, il faut contre-indiquer ce mode d'assemblage.
- Résistance mécanique suffisante des parois résiduelles. En effet, le scellement n'a pas les mêmes propriétés que les colles dans le renforcement de la cohésion mécanique de l'assemblage. Dans certains cas de fragilité cuspidienne, il faut indiquer un collage.
- Adaptation imparfaite de l'inlay lors de l'essai clinique. En effet, si un petit manque est visible, le CVIMAR n'a pas les propriétés pour le combler.
- Lorsque la digue n'est pas possible à poser.
- Lorsque le résultat esthétique n'est pas crucial.

L'étude de Van Dijken de 2003 [200] compare la longévité clinique d'inlays en céramique pressée Empress I® sur 5 ans, suivant que l'assemblage a été effectué par scellement adhésif (Fuji Plus®) ou par collage (Panavia 21®). Les préparations sont rétentives, il y a 79 inlays de classe II placés chez 29 patients. Après 3 ans, 2 fêlures ont été observées (l'un pour un inlay scellé au Fuji Plus®, l'autre pour un inlay collé au Panavia®). Une récidive carieuse a été décelée après 3 ans sous un inlay collé au Panavia®. Deux inlays de chaque groupe ont montré des discolorations cliniquement non acceptables. Les creusements du joint marginal sont présents dans les 2 groupes sans différence significative. Ceci montre que le scellement adhésif a ses indications pour des restaurations partielles qui ont une rétention et une résistance mécanique suffisantes.

A partir du moment où la céramique est l'unique matériau constitutif de la restauration, on peut utiliser soit les colles, soit les ciments adhésifs. Pour une préparation partielle, la colle est indispensable si l'encastrement est insuffisant ou si les structures manquantes sont volumineuses. Pour une préparation ayant une rétention suffisante ou en présence de céramique polycristalline, un scellement adhésif peut être plus avantageux dans les cas où les limites sont juxta-gingivales, ou quand un temps de travail plus long est nécessaire, ou quand une dent porteuse pourrait faire l'objet d'une réintervention.

Produit	Compagnie	Résine de liaison dans la trousse	Indications	Mode de polymérisation	Viscosité	Temps de travail, min	Temps de prise, min	Teintes	Résistance à la flexion	Module d'élasticité en flexion	Coût, $US/ml*	Évaluation
BISTITE II DC	TOKUYAMA/ J. MORITA USA	PRIMER 1A, 1B, 2	C, CI, M	DP, AP	Faible	4,0	3,0	3	M-É	Élevée	52,02	91%
C&B CEMENT	BISCO	Aucune	P, C, CI, M, TR	AP	Faible	3-4,0	5-6,0	2	M-É	M-É	5,88	nd
CALIBRA	DENTSPLY/CAULK	PRIME&BOND NT/SELF-CURE ACTIVATOR	P, C, CI, M, F	DP, PP, AP	Moyenne-élevée	2,5	6,0	5	Élevée	M-É	46,08	91%
CEMENT-IT UNIVERSAL C&B	PENTRON CLINICAL TECHNOLOGIES	BOND-IT C&B	C, CI, M	DP, AP	Faible	3,0	4,0	3	M-É	Moyenne	17,36	96%
CHOICE	BISCO	Aucune	P, C, M, F	DP, PP, AP	Moyenne	5,5	7,0	10	M-É	Élevée	11,98	91%
DUAL CEMENT	IVOCLAR VIVADENT	Aucune	C, CI	DP	Moyenne	4,5	8,0	1	M-É	Moyenne	38,90	nd
DUO-LINK	BISCO	Aucune	C, CI, TR	DP	Moyenne	3,5	7,0	2	M-É	Élevée	9,99	91%
ILLUSION	BISCO	ONE-STEP	P, C, CI, M, TR, F	DP, PP, AP	Moyenne	-	-	>3	Élevée	M-É	30,51	90%
INTEGRACEM	PREMIER	INTEGRABOND	C, CI, M, TR, A	DP, AP	Faible	3,0	3,5	1	Moyenne	F-M	37,81	88%
LINKMAX	GC AMERICA	LINKMAX SELF-ETCH PRIMER	C, CI, M	DP, AP	Faible	3,5	6,5	2	Élevée	M-É	47,22	se
LUTE-IT!	PENTRON CLINICAL TECHNOLOGIES	BOND-1	C, CI	DP, PP	Faible	1,5	4,0	9	M-É	M-É	5,66	97%
M-BOND	TOKUYAMA/ J. MORITA USA	PRIMER A, B	C, CI, M	AP	Faible	1,7	4,0	2	F-M	F-M	20,81	84%
NEXUS 2	KERR	OPTIBOND SOLO PLUS	P, C, CI, M, TR, F	DP, PP	Faible, élevée	3,5	5,5	5	Élevée	M-É	29,71	nd
PANAVIA F LIGHT	KURARAY AMERICA	ED PRIMER	C, CI, M	DP, AP	Faible	3,0	3,0	1	M-É	Élevée	41,30	97%
RELYX ARC	3M ESPE	ADPER SINGLE BOND	P, C, CI, M, TR, A	DP, PP, AP	Faible	2,0	10,0	2	M-É	M-É	26,47	92%
RELYX UNICEM	3M ESPE	Auto-adhésive	P, C, CI, M, TR	DP, PP, AP	Moyenne	2,0	5,0	5	Moyenne	M-É	45,00	se
RELYX VENEER	3M ESPE	ADPER SINGLE BOND	F	PP	Faible	-	-	6	M-É	Moyenne	6,76	98%
RESILUTE	PULPDENT	Aucune	C, CI, M, TR, A	Manuelle	Faible	6,0	6,0	2	M-É	M-É	8,95	nd
RESINOMER	BISCO	Aucune	M, TR, A	DP, AP	Faible	4,0	7,0	1	Élevée	M-É	12,37	87%
ULTRA-BOND QUICK	DEN-MAT	Aucune	F	DP, AP	Moyenne	-	10-15,0	3	Moyenne	F-M	10,97	nd
VARIOLINK II	IVOCLAR VIVADENT	EXCITE	C, CI	DP, PP, AP	Faible, moyenne	3,5	7,0	12	M-É	M-É	33,59	96%
VISION 2	MIRAGE	ADHESIVE A, B	C, CI	DP, PP	Faible, moyenne	1-2,0	3-7,0	6	Moyenne	Élevée	19,53	nd

Légende :
P(Pont)=bridge / C=couronne,inlay et onlay en céramique / A=amalgame /
CI=composite indirect / M=couronne céramo-métallique / TR=inlay-core / F=facette
DP=polymérisation duale / PP=photopolymérisation / AP=chémopolymérisation
Se=sous évaluation / nd=non disponible
M-E=moyenne-élevée / F-M=faible-moyenne
* Le coût est indiqué en dollars américains et n'intervient pas dans le calcul de l'évaluation

Récapitulatif des principales colles présentes sur le marché classées en fonction de critères cliniques (selon le Dental Advisor)

On remarque que certains adhésifs utilisables pour des composites de restauration sont présents pour l'adhésion des composites de collage (One-Step®, Excite®, Prime & Bond®, Optibond Solo Plus®). Certaines colles type Choice® n'ont pas d'adhésif inclus dans le kit.

II.5. Le silane

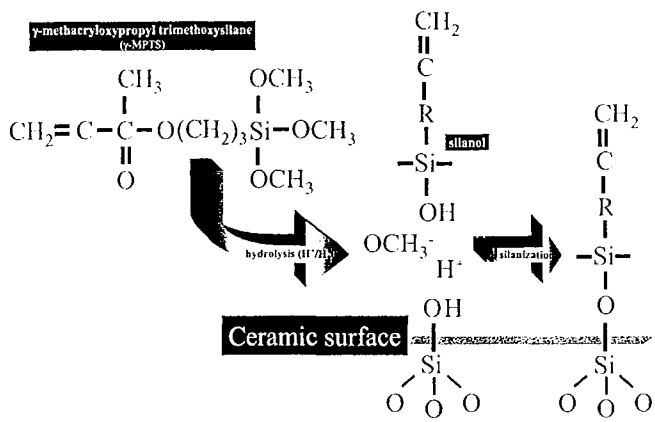
II.5.1. Mode d'action

D'une part, le silane agit comme un tensioactif favorisant ainsi l'étalement du composite de collage qui va pouvoir pénétrer dans les moindres anfractuosités de la céramique préalablement mordancée. D'autre part, il crée de véritables liaisons chimiques covalentes entre la silice de la chape en céramique et les polymères de la colle. Il peut être assimilé à un primer (promoteur d'adhésion) de la céramique par la similarité avec les primers dentinaires : ils sont mis en place après mordançage et favorisent la pénétration d'une résine hydrophobe.

II.5.2. Réaction de silanisation

Les silanes sont des composés chimiques constitués de silicium et d'hydrogène sans doubles liaisons qui répondent à la formule générique Si_nH_{2n+2}. Ce sont les équivalents des alcanes où le carbone est remplacé par le silicium. Les silanes sont de compositions différentes d'un produit à l'autre. Ils sont commercialisés sous divers noms comme : Monobond-S® (inclus avec un grand nombre de colles), Porcelain Liner M® (inclus avec le Superbond®), Clearfil Porcelain Bond Activator® (inclus avec le Panavia 21® et F 2.0®), ESPE Sil® (fourni avec le système CoJet®).

Le silane est un agent de couplage bifonctionnel complexe qui possède 2 extrémités :
- 1 groupe silanol qui va se lier chimiquement à la silice de la surface de la céramique par une liaison covalente.
- 1 groupe méthacrylate qui va copolymériser avec la résine de collage.



Réaction de silanisation [189]

Le Monobond-S® est composé de :

- 50 % d'éthanol (solvant).
- 1 % de silane (ici le 3-Methacryloyloxypropyl-trimethoxysilane ou γ-MPTS).
- 49 % d'eau.

L'hydrolyse du groupe silane permet la formation d'un groupement silanol qui va réagir avec le silicium de la silice de la surface de la céramique. Le groupement méthacrylate quant à lui, va copolymériser avec la résine composite de collage sus-jacente. On peut donc considérer le silane comme un élément constitutif de l'assemblage prothétique. Le collage va lier chimiquement et de manière forte le matériau céramique au tissu dentaire.

II.5.3. Cas des céramiques polycristallines

La silanisation comme le mordançage impose la présence de silice amorphe au sein de la phase vitreuse du matériau céramique. Les céramiques polycristallines (alumineuses pures et à base de zircone sans phase vitreuse) ne contenant pas de silice, elles ne peuvent être ni mordancées ni silanées. Des solutions existent pour déposer artificiellement de la silice sur les surfaces en céramique. A la base, ces procédés ont été mis au point pour le collage d'éléments métalliques (bridges de Rochette collés, attelles parodontales). Leur indication a été étendue au collage des céramiques contenant de l'alumine ou de la zircone pures, ainsi qu'à celui des composites de laboratoire.

Deux procédés de dépôt sont à décrire :

- Par pyrolyse de silicone sur la surface prothétique permettant la dépose d'une fine couche de silice de 0,5 µ d'épaisseur et transformant la surface en verre. On peut citer le produit Silicoater®.
- Par procédé tribochimique (dit de « choppage ») par lequel des particules d'alumine recouvertes de silice sont projetées sur la surface prothétique par sablage laissant une fine couche de silice. Ce type d'appareillage est soit adapté au laboratoire (Rocatec®), soit adapté à l'omnipraticien (CoJet®). Une fois la silice déposée sur les cristaux d'alumine ou de zircone, il faut silaner la pièce prothétique de manière conventionnelle.

Le kit du procédé CoJet® comprend : Cojet Sand® (particules d'alumine recouvertes de silice), ESPE Sil® (silane), Visio Bond® (adhésif pour retouches intrabuccales de défectuosités de céramique avec ou sans exposition de métal), Sinfony Opaquer® (pour masquer une exposition métallique avant l'application de Visio Bond) et une sableuse à microjet destiné à l'omnipraticien.

Le kit du procédé Rocatec® comprend une sableuse et 3 types de poudres variant suivant leur composition et leur granulométrie. Rocatec Pre® contient des billes d'alumine de 110 µ de diamètre (non recouvertes de silice) utilisées seulement pour nettoyer les

surfaces et créer des microclavetages dans l'intrados des restaurations à base de métal. Rocatec Soft® contient des billes d'alumine recouvertes de silice de 30 µ de diamètre utilisées en pré-traitement pour des restaurations ayant une certaine rétention mécanique. Rocatec Plus® contient des billes d'alumine recouvertes de silice de 110 µ de diamètre utilisées en pré-traitement pour des restaurations peu rétentives.

Procédés de pré-traitement tribochimique, à gauche le CoJet® destiné à un usage au fauteuil, à droite le Rocatec® destiné à un usage au laboratoire

Les études scientifiques menées sur l'efficacité de ces pré-traitements (dépôt de silice suivi d'une silanisation) n'ont pas totalement démontré leur efficacité à ce jour. En effet, certaines études ont démontré que certains silanes améliorent la force du collage [10,199]. D'autres études ont démontré que les pré-traitements n'amélioraient pas la force du collage [48] ou que sa résistance diminuait avec le temps [22,95]. Ainsi, on peut considérer qu'un collage précédé d'un traitement tribochimique et d'une silanisation sur une céramique polycristalline n'est pas aussi efficace que sur une céramique biphasée. En revanche, on peut établir avec certitude que ce sont les traitements tribochimiques comme le Rocatec® qui présentent la meilleure performance malgré la perte de l'efficacité de l'adhésion dans le temps.

L'étude de Blatz de 2007 [22] évalue l'influence des paramètres : traitement de surface, agents d'assemblage et période d'évaluation sur l'adhésion à la zircone. Quatre traitements de surface différents sont essayés : pas de traitement (témoin), sablage (particules d'alumine de 50 µ), Rocatec® (avec silanisation) et meulage avec des disques abrasifs (avec polissage). Quatre matériaux d'assemblage sont testés : un ciment CVI (RelyX Luting®), une colle sans potentiel adhésif (RelyX ARC®), une colle avec potentiel adhésif avec des monomères MDP (Panavia F 2.0®) et une colle auto-adhésive (RelyX Unicem®). Deux périodes d'évaluation sont choisies pour les mesures de l'adhésion : à court terme après 3 jours, et à long terme après 180 jours (sous des contraintes mécaniques et thermiques pour simuler l'environnement buccal). Les meilleurs résultats d'adhésion après 3 jours sont obtenus par les couples : Rocatec + RelyX ARC, Rocatec + Panavia et la meilleure valeur pour Rocatec + RelyX Unicem.

Après 180 jours, les valeurs d'adhésion chutent assez fortement pour tous les types de pré-traitements (environ la moitié de l'adhérence est perdue). Néanmoins, les meilleures valeurs d'adhésion sont les mêmes qu'après 3 jours, la meilleure valeur étant obtenue par le couple Rocatec + Panavia. Le sablage simple et le traitement Rocatec® associé à un matériau hybride type CVI ont de faibles valeurs d'adhésion, ils sont à déconseiller.

Il a été démontré que le sablage et le traitement Rocatec® n'affaiblissent pas les pièces prothétiques conçues avec des céramiques polycristallines quelque soit la taille des particules projetées, lorsqu'elles sont effectuées dans l'intrados uniquement.

On peut tirer 3 conclusions :
- Sur des préparations peu rétentives, il n'est pas recommandé de choisir des céramiques polycristallines puisque la résistance du collage n'est pas optimale.
- Les céramiques polycristallines sont à privilégier sur les restaurations périphériques et doivent être assemblées plutôt par un scellement adhésif.
- Lorsqu'un collage est nécessaire sur une restauration polycristalline, il faut combiner un traitement Rocatec® avec une colle auto-adhésive ou possédant des molécules 10-MDP (10-Methacryloyloxy Decyl Dihydrogenphosphate).

II.6. Les céramiques

La céramique est un matériau très ancien qui a connu de nombreuses évolutions de manière à pallier à sa fragilité intrinsèque. Il en existe de nombreuses familles qui sont différentes, soit par leur nature chimique, soit par leur procédé de mise en forme.

Les céramiques sont utilisées dans d'autres domaines « techniques » que la dentisterie comme l'automobile, l'aérospatiale ou l'électronique grâce à leurs propriétés intrinsèques (points de fusion supérieurs à 2000 °C, résistance à la corrosion et à l'usure, isolantes ou semi-conductrices) [9].

II.6.1. Historique

La céramique est originellement l'art de façonner l'argile et d'en fixer les formes par la cuisson. La porcelaine quant à elle est un type particulier de céramique dure, blanche et translucide. La porcelaine est en quelque sorte l'ancêtre de la céramique actuelle, qui contenait du kaolin avant que celui-ci ne soit remplacé par des substances organiques moins réfractaires (le kaolin a un point de fusion à 1300 °C). On peut néanmoins utiliser le terme porcelaine dentaire.

Les débuts de la fabrication de la céramique sont très anciens et remontent à la fin de l'époque néolithique et se répandent à partir de l'âge du bronze. Ce sont les Chinois qui

inventèrent la porcelaine vers 650 à l'époque de la dynastie des Tang. Ils étaient dotés d'une compétence technologique dans l'obtention de très hautes températures grâce au four dragon capable d'atteindre 1300 °C. La composition de la céramique, restée secrète jusqu'au XVIIIème siècle, contenait du kaolin.

Ce sont les navigateurs arabes qui introduirent la porcelaine chinoise au Moyen-Orient à partir du IXème siècle. En Occident, les faïenceries européennes cherchent à imiter la porcelaine à partir du XVIème siècle et n'y parviendront qu'au XVIIIème siècle [9].

II.6.2. Définitions :

Le terme céramique provient de « *keramos* », mot grec signifiant argile. Une céramique est un matériau inorganique, non métallique, généralement fragile, de structure minéralogique généralement biphasée (verre amorphe et minéraux cristallisés), composé d'oxydes (à 99 %), de carbures, de borures, et dont la mise en forme et la consolidation font appel à un traitement thermique appelé frittage. La céramique possède une fragilité intrinsèque, c'est-à-dire qu'elle se fracture brutalement sans déformation plastique préalable. Le métal ou les résines composites subissent une déformation préalable sous les contraintes avant de casser. La composition chimique de la phase vitreuse est proche de celle de la phase cristalline [29]. Les liaisons interatomiques sont de type ionique ce qui leur confère une grande solidité (énergie de liaison la plus forte chimiquement). Ceci explique la grande stabilité chimique du matériau céramique, sa résistance aux contraintes mécaniques mais également sa relative fragilité dans les forces de flexion.

Le frittage est l'action de consolider et de densifier un matériau, initialement compacté à partir d'un état de poudre, grâce à une élévation de température importante. Il peut se faire en phase solide ou liquide.

La porcelaine est une céramique contenant de l'argile sous forme de kaolin (aluminosilicate hydraté) et du feldspath (aluminosilicate).

Le verre est un composé minéral fabriqué à base de silice, qui possède une structure amorphe désordonnée car constituée d'atomes de dimensions très différentes. Il est mis en forme par frittage et possède une grande stabilité chimique car ses atomes constitutifs sont unis par des liaisons chimiques fortes, covalentes ou ioniques. Cette propriété leur confère une très bonne biocompatibilité. Les verres sont des matériaux fragiles qui n'ont pratiquement aucune possibilité de déformation plastique.

Une vitrocéramique est obtenue par des techniques verrières et est constituée de cristaux de natures très différentes dispersés au sein d'une phase vitreuse amorphe.

II.6.3. Les agencements structurels des restaurations en céramique

Le terme tout céramique regroupe d'une manière globale toutes les restaurations contenant uniquement de la céramique, sans métal :« Les procédés tout céramique regroupent les dispositifs médicaux sur mesure où la céramique dentaire est le seul matériau entrant dans la composition. On y trouve les couronnes jacket conventionnelles, les onlays, les facettes ou couronnes élaborées sur des revêtements réfractaires avec de la céramique basse fusion. » (ADF) [9].

« Dans les procédés céramo-céramiques, si on fait le parallèle avec les procédés céramo-métalliques, le support en alliage est remplacé par une infrastructure elle-même en matériau céramique : alumine, zircone, spinelle ou verre de disilicate de lithium, fibres... Sur ces noyaux résistants, la céramique cosmétique viendra englober cette infrastructure, en une deuxième étape de construction, au laboratoire de prothèse » [9].

Le terme céramo-céramique se rapporte à des restaurations constituées de deux à trois types de céramiques différents. On peut ainsi distinguer des céramiques d'infrastructure (appelée aussi armature, chape ou noyau) apportant les propriétés mécaniques, et des céramiques cosmétiques (dites de recouvrement) apportant l'esthétique par leurs propriétés optiques de grande qualité. Suivant le nombre de céramiques composant la pièce prothétique, on peut classer trois types de restaurations tout céramique dont une n'est pas décrite dans la littérature :

1- La restauration monobloc (ou simple, monolithique, mono-composant): Une céramique d'infrastructure ou de recouvrement est utilisée seule et un maquillage de surface assure l'esthétique. Par exemple dans le procédé Empress I®, l'infrastructure pressée composée d'une vitrocéramique renforcée à la leucite est maquillée en surface puis glacée. Les restaurations monobloc peuvent être partielles ou périphériques unitaires. Pour les restaurations partielles, une céramique cosmétique cuite (type feldspathique ou renforcée à la leucite) peut être utilisée seule. Ceci est à déconseiller autant que possible car les propriétés mécaniques sont insuffisantes. Pour les restaurations partielles et périphériques, une céramique d'infrastructure (renforcée) pressée ou usinée peut être utilisée seule également. Ceci est également à déconseiller car le rendu esthétique est médiocre. La restauration idéale à privilégier est une combinaison de deux types de céramique complémentaires.

- La restauration duale (ou double, bi-composant, céramo-céramique) : Elle met en jeu deux types de céramiques différents (d'un point de vue chimique et du mode d'élaboration) et compatibles physico-chimiquement mais complémentaires sur le plan mécanique et esthétique. C'est le cas le plus courant où l'infrastructure (pressée, frittée

et infiltrée par du verre, usinée) est recouverte d'une suprastructure (céramique cuite, pressée ou hydrothermale). Par Exemple, une restauration (partielle ou totale) Empress II® est composée d'une chape pressée en vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium et d'un recouvrement en céramique feldspathique cuite ou d'une vitrocéramique renforcée à la nano-fluroroapatite cuite Eris for E2®. Un autre cas possible est la surpressée d'une armature en zircone (ZirCAD® par exemple) avec une vitrocéramique pressée (ZirPress®) et maquillée en surface.

- La restauration triple (ou tri-composant, céramo-céramo-céramique) : Elle met en jeu trois types de céramiques différents. L'infrastructure est composée de zircone usinée, puis une surpressée est réalisée (structure intermédiaire) avec une vitrocéramique assurant une transition mécanique et esthétique avec le recouvrement en céramique cuite (suprastructure). Quelques systèmes fonctionnent de cette manière à l'heure actuelle : l'e.max ZirCAD® avec l'e.max ZirPress®, le Cercon Ceram Express® et le Vita PM9®. L'infrastructure en zircone TZP e.max ZirCAD® va être surpressée avec e.max ZirPress® qui va être recouverte par e.max Ceram®. De la même manière, PM9® va surpresser une infrastructure zircone (nombreuses compatibilités) et être recouverte par la céramique cuite VM9®. Ce type de restauration décrit dans les brochures des fabricants est réservé aux bridges antérieurs. Pour les bridges postérieurs, la surpressée est seulement caractérisée en surface (restauration double maquillée).

Les propriétés mécaniques et optiques dépendent intrinsèquement de la structure chimique et du mode d'élaboration de la céramique utilisée. Ainsi, dans chaque cas clinique, en fonction des paramètres cliniques recherchés (résistance mécanique élevée, ou esthétique elevée), le praticien devra choisir avec précision la nature chimique et le mode d'élaboration de la(des) céramique(s) la(les) plus en adéquation avec l'effet recherché.

II.6.4. Classifications des céramiques

Il existe 4 classifications des matériaux céramiques :

- Selon leur température de fusion (la plus ancienne).
- Selon leur microstructure (présence de phases vitreuses et/ou cristallines).
- Selon leur nature chimique (composition minéralogique).
- Selon leur mode d'élaboration (procédé de fabrication).

Les constituants chimiques, le mode de fabrication et les points de fusion vont déterminer d'une part les caractéristiques mécaniques de la céramique, et d'autre part sa translucidité, ainsi que son caractère homogène (une seule phase vitreuse ou cristalline) ou hétérogène (une phase vitreuse et une phase cristalline).

Les cristaux vont donner à la céramique sa résistance, sa solidité. Plus les cristaux seront nombreux et plus leur module d'élasticité sera élevé, plus la céramique résistera à la flexion. Au contraire, plus la phase vitreuse formée de minéraux non cristallisés sera importante, plus la céramique sera translucide et esthétique. L'idée est toujours de combiner la solidité des céramiques d'infrastructure à l'esthétique des céramiques de recouvrement dans les systèmes céramo-céramiques à deux composants.

II.6.4.1 Classification selon la température de fusion

On décrit classiquement 4 classes de céramiques selon leur température de fusion :
* Céramiques haute fusion (1280 - 1390 °C) : céramique utilisée pour la fabrication des dents artificielles de prothèses amovibles.
* Céramiques moyenne fusion (1090 – 1260 °C) : céramique utilisée pour la fabrication des couronnes jacket.
* Céramiques basse fusion (870 - 1065 °C) : céramique utilisée pour l'émaillage dans les techniques céramo-métalliques et céramo-céramiques.
* Céramiques très basse fusion (660 - 780 °C) : céramique utilisée dans l'émaillage du titane et dans la réalisation de joints céramique-dent.

Cette classification ancienne a un intérêt très limité puisqu'elle ne classe les céramiques que sur un paramètre qui n'a aucune importance capitale. Les céramiques mises en œuvre dans les systèmes tout céramique couvrent les 4 zones de températures de fusion. Sadoun et Ferrarri ont proposé une classification basée sur trois éléments : la microstructure, la nature chimique et les procédés de mise en forme [65]. Ce sont ces trois facteurs qui vont conditionner les propriétés finales du matériau céramique au niveau optique, mécanique, et de la précision d'adaptation.

II.6.4.2. Classification selon la microstructure

On distingue deux types de céramiques selon le nombre de phases qu'elle renferme : elles sont dites homogènes (une seule phase) ou hétérogènes (deux phases).

II.6.4.2.1. Les céramiques homogènes (monophasées)

La céramique n'est constituée que d'une seule phase, soit vitreuse, soit cristalline. Les céramiques hydrothermales ne contiennent qu'une seule phase vitreuse sans phase cristalline (ou très faible). Néanmoins, dans certaines on peut ajouter des micro-cristaux de leucite (Duceragold®) ce qui en fait des céramiques hydrothermales biphasées.

Les céramiques polycristallines ne contiennent qu'une phase cristalline sans phase vitreuse (ou très faible). La structure est alors composée uniquement de grains d'alumine ou de zircone cristallisés.

L'intérêt de ces céramiques et soit d'avoir un comportement optique excellent s'il n'existe qu'une phase vitreuse, soit d'avoir un comportement mécanique excellent s'il n'existe qu'une phase cristalline. L'idée est d'avoir un matériau qui comporte une seule de ces deux phases, ou qui les conjuguent pour combiner leurs avantages.

Les céramiques polycristallines ne peuvent être utilisées qu'en infrastructure. Les céramiques hydrothermales et feldspathiques ne peuvent être utilisées qu'en recouvrement d'infrastructure ou pour des facettes. Les vitrocéramiques peuvent être utilisées soit en armature soit en recouvrement cosmétique.

II.6.4.2.2. Les céramiques hétérogènes (biphasées)

La céramique est constituée de deux phases, vitreuse et cristalline. Le verre va donner la translucidité à la pièce prothétique. Les cristaux vont s'opposer à la propagation des fissures présentes dans le verre. La qualité optique sera proportionnelle à la quantité de phase vitreuse et la qualité mécanique inversement proportionnelle à celle-ci. Suivant les propriétés, le matériau sera utilisé soit dans une infrastructure soit en recouvrement, selon la proportion de la phase vitreuse et cristalline et la solidité des cristaux présents.

Microstructure d'une vitrocéramique [53]

Microstructure d'une céramique In Ceram [53]

Les vitrocéramiques possèdent une phase cristalline qui varie énormément d'une céramique à l'autre, du point de vue de la nature chimique des cristaux et de leur proportion par rapport à la phase vitreuse. Selon la nature des cristaux qui la compose, on parle soit de céramique feldspathique (riche en feldspaths et feldspathoïdes dans la phase vitreuse) soit de vitrocéramique (plus ou moins riche en cristaux qui ont des propriétés mécaniques améliorées et qui sont très différents du quartz).

La céramique In Ceram Alumina® a une phase cristalline importante puisqu'elle renferme 85 % de cristaux d'alumine. Sa microstructure explique qu'elle soit plus résistante et plus opaque qu'une vitrocéramique.

II.6.4.3. Classification selon la structure minéralogique

La majorité des céramiques a une microstructure biphasée c'est-à-dire qu'elles sont constituées d'une phase vitreuse et d'une phase cristalline. La phase cristalline représente une proportion plus ou moins importante au sein de la céramique, elle est constituée par des cristaux de même ou de nature différente.

On distingue classiquement 5 catégories de céramiques :

- Les céramiques feldspathiques (traditionnelles ou renforcées).
- Les vitrocéramiques renforcées (à la leucite ou au disilicate de lithium).
- Les céramiques polycristallines (à base d'alumine ou de zircone pures).
- Les céramiques In Ceram® (vitrocéramiques particulières).
- Les céramiques hydrothermales (dites basse fusion).

II.6.4.3.1. Les céramiques feldspathiques

Les céramiques feldspathiques possèdent dans leur structure chimique une majorité de feldspaths. C'est la céramique la plus ancienne, utilisée jadis pour les premiers inlays/onlays et couronnes jacket. Elles sont encore utilisées actuellement pour la céramisation des couronnes céramo-métalliques, les facettes et les restaurations partielles postérieures (dans leur forme usinée renforcée à la sanidine) mais sont préférentiellement remplacées par les vitrocéramiques renforcées (à la leucite ou au disilicate de lithium) plus résistantes mécaniquement notamment en flexion.

A. Composition

Le verre de la phase vitreuse est obtenu par la fusion d'oxydes et de feldspaths qui sont des composés alumino-silicates alcalins. Un feldspath est un minéral à base de silicate double d'aluminium, de potassium, de sodium ou de calcium. Les feldspaths sont de la famille des tectosilicates (famille IX de la classification des minéraux de Strunz). Un silicate est un sel dérivant de la silice. Le verre est un minéral caractérisé par sa structure amorphe c'est-à-dire non cristallisé. Les différents minéraux peuvent donc se trouver à la fois sous la forme de cristaux dans la phase cristalline et sous forme amorphe dans la phase vitreuse. La température et la nature chimique des éléments chimiques environnants vont conditionner la cristallisation.

La pâte de céramique crue est obtenue en mélangeant la poudre à un liquide de modelage. La poudre est constituée de grains de diamètre variable de 4 à 100 µm. Elle contient en plus des plastifiants hydrosolubles (alginate, sucre) facilitant la mise en forme et des colorants.

Voyons la composition chimique d'une poudre de céramique feldspathique [160] :

* Oxydes principaux :

- *Silice* SiO_2 : 55 à 78 %, dans la phase vitreuse ou cristalline (quartz). Elle permet d'augmenter la température de fusion, la viscosité et la résistance chimique et d'abaisser le coefficient de dilatation thermique.
- *Alumine* Al_2O_3 : moins de 10 %, dans la phase vitreuse essentiellement. Elle permet d'augmenter la résistance mécanique.

* Oxydes alcalins : Essentiellement des oxydes de cations alcalins monovalents.

- K_2O, Na_2O, LiO_2 : 10-17 %. Ils modifient la phase vitreuse, abaissent la température de ramollissement et la viscosité. Une céramique à haute teneur en K_2O (plus de 11 %) est le siège d'une cristallisation de leucite (K_2O, Al_2O_3, $4SiO_2$) entre 700 et 1200 °C.
- *Feldspaths :* essentiellement dans la phase vitreuse. Le rapport Na/K règle la viscosité : si Na/K augmente, la viscosité augmente et inversement.

* Oxydes mineurs :

- *Opacifiants* (ZrO_2, SnO_2, TiO_2) : 6-15 %, ils abaissent la translucidité.
- *Fondants* (B_2O_3, $Na_2B_4O_7$) : 0-5 %, ils abaissent la température de cuisson.
- *Colorants :* TiO_2 pour le jaune, Fe_2O_3 pour le marron, NiO pour le gris.

B. Les systèmes cristallins

Chaque cristal peut être classé selon sa nature chimique et la nature des arrangements atomiques. Un système cristallin est un classement des cristaux sur la base de leurs caractéristiques de symétrie, sachant que la priorité donnée à certains critères plutôt qu'à d'autres aboutit à différents systèmes. La symétrie de la maille conventionnelle permet de classer les cristaux en différentes familles cristallines :

* Les réseaux bidimensionnels se divisent en quatre familles cristallines :

- Monoclinique.
- Orthorhombique.
- Tétragonale (ou quadratique).
- Hexagonale.

* Les réseaux tridimensionnels comprennent deux familles cristallines supplémentaires, en plus des quatre précédentes :

- Triclinique (ou anorthique).
- Cubique.

C. Classification des minéraux de Strunz

** Classe I – Eléments natifs, composés d'un seul élément chimique plus ou moins pur.

* Métaux

- o Argent : Ag (cubique)
- o Cuivre : Cu (cubique)
- o Or : Au (cubique)
- o Platine : Pt (cubique)

* Métalloïdes

- o Arsenic : As (trigonal à réseau rhomboédrique)
- o Antimoine : Sb (rhomboédrique)

* Non-métaux

- o Diamant : C (cubique)
- o Graphite : C (hexagonal)

** Classe II – Sulfures (S^{2-}) et sulfosels, arséniures, séléniures, tellurures.

** Classe III – Oxydes (O^{2-}) et hydroxydes (OH^-). On y retrouve la spinelle du procédé In Ceram® qui est un oxyde de magnésium et d'aluminium ($MgAl_2O_4$), l'alumine qui est un oxyde d'aluminium (Al_2O_3) et aussi la zircone qui est un oxyde de zirconium (ZrO_2).

* Oxydes

- o Alumine : Al_2O_3
- o Corindon : αAl_2O_3 (hexagonal) (polymorphe de l'alumine)
- o Bayerite : $\alpha Al(OH)_3$ (monoclinique) (polymorphe de l'alumine)
- o Boehmite : $\gamma AlOOH$ (orthorhombique) (polymorphe de l'alumine)
- o Zircone : ZrO_2
- o Spinelle :
  - + Spinelle : $MgAl_2O_4$ (cubique)
  - + Chromite : Cr_2O_3FeO (cubique)
  - + Magnétite : Fe_3O_4 (cubique)

** Classe IV – Halogénures, haloïdes, chlorures (Cl^-) et fluorures (F^-).

** Classe V – Carbonates ($(CO_3)^{2-}$), nitrates ($(NO_3)^-$), iodates (I^-).

** Classe VI – Borates $(BO_3)^{3-}$.

** Classe VII – Sulfates ($(SO_4)^{2-}$), chromates ($(CrO_4)^{2-}$), molybdates ($(MO_4)^{2-}$), tungstates ($(WO_4)^{3-}$).

** Classe VIII - Phosphates ($(PO_4)^{3-}$), antimonates ($(SbO_4)^{3-}$), arséniates ($(AsO_4)^{3-}$), vanadates ($(VO_4)^{3-}$). On y retrouve l'apatite combinée aux ions hydroxyde ou fluorure.

* Phosphates :

o Apatite : $Ca_5(PO_4)_3(OH,F,Cl)$ (hexagonal)

** Classe IX - Silicates (oxydes de silice SiO_x).

* Tectosilicates (les tétraèdres ont tous leurs sommets communs) :

o Silice : SiO_2

o Quartz : SiO_2 (forme alpha trigonale à basse température, forme bêta hexagonale à haute température) (polymorphe de la silice)

o Stishovite (tétragonale) (polymorphe de la silice)

o Trydimite (hexagonale) (polymorphe de la silice)

o Calcédoine (trigonale trapézoïde) (polymorphe de la silice)

o Cristobalite (cubique) (polymorphe de la silice)

o Feldspaths :

- Feldspath potassique ($KalSi_3O_8$) et ses polymorphes :

+ Sanidine : polymorphe intervenant à la plus haute température, correspondant au degré maximal de désordre

+ Orthose (monoclinique) : polymorphe de température intermédiaire

+ Microcline (monoclinique) : polymorphe de basse température

- Feldspaths calco-sodiques :

+ Albite : $NaAlSi_3O_8$ (triclinique)

+ Anorthite : $CaAl_2Si_2O_8$ (triclinique)

o Feldspathoïdes :

+ Leucite : Ksi_2AlO_6 (quadratique)

+ Haüyne : $Na\text{-}Ca_{4\text{-}8}(SO_4)_{1\text{-}2}(SiAlO_4)_6$ (cubique)

+ Néphéline : $Na_3K(SiAlO_4)$ (hexagonal)

+ Noséane : $Na_2SO_4(SiAlO_4)_6$ (cubique)

+ Sodalite : $Na_8(Al_6Si_6O_{24})Cl_2$ (cubique)

o Disilicate de lithium : $Li_2Si_2O_5$

* Nésosilicates (ou orthosilicates) (les tétraèdres n'ont aucun sommet commun, mais seulement avec d'autres polyèdres).

o Zircon : $ZrSiO_4$ (quadratique)

** Classe X - Minéraux organiques (ambre, urée, copal).

On peut retrouver dans cette classification tous les minéraux présents dans les divers systèmes commerciaux existants sur le marché. Par exemple, la spinelle $MgAl_2O_4$ du

système le moins résistant mécaniquement de la gamme In Ceram®, qui est un oxyde de la classe III. On retrouve aussi la leucite qui est un feldspathoïde de la famille des tectosilicates. On retrouve également les polymorphes de la silice ou de l'alumine, l'apatite des tissus dentaires, le zircon et la zircone.

Les matériaux céramiques sont complexes par leur composition minéralogique. La nature des cristaux formés, leur forme, leur taille va déterminer les caractéristiques mécaniques et optiques de la céramique. Les tectosilicates sont des minéraux formés par association de motifs élémentaires tétraédriques $[SiO_4]^{4-}$ par tous leurs sommets. Les tétraèdres (polyèdres qui ont 4 faces, 6 côtés et 4 sommets) de base $[SiO_4]^{4-}$ que l'on retrouve dans tous les silicates sont ici soudés par leurs quatre sommets et chaque oxygène est lié à deux cations.

D. Utilisation

A la base cette classe de céramique est utilisée pour émailler les alliages métalliques dans les procédés céramo-métalliques. Maintenant, elles peuvent être cuites sur revêtement réfractaire (montage par stratification) ou usinées (façonnées par une machine-outil). Elles sont utilisées soit en recouvrement d'une infrastructure résistante en céramique (cuites), soit en monobloc dans les restaurations partielles et périphériques (usinées) puis caractérisées en surface par des pigments et colorants.

II.6.4.3.2. Les vitrocéramiques renforcées

Une évolution des céramiques feldspathiques sont les vitrocéramiques renforcées à la leucite (feldspathoïde de la famille des tectosilicates) ou au disilicate de lithium. A la différence des feldspathiques, elles contiennent dans leur phase cristalline des minéraux de natures très différentes de manière à renforcer le matériau. C'est la classe de céramique la plus polyvalente puisqu'on peut concevoir des infrastructures et des recouvrements cosmétiques, en utilisant soit la cuisson, soit la pressée, soit l'usinage.

A. Conception

Les vitrocéramiques sont des matériaux mis en forme à l'état de verres qui subissent un traitement thermique de cristallisation volontaire, contrôlé et partiel. Après cristallisation, on obtient une structure proche de celle de l'hydroxyapatite c'est-à-dire une phase de cristaux individuels incluse dans une matrice vitreuse. La taille et la densité des cristaux vont conditionner les propriétés de la céramique. Les cristaux vont ralentir la propagation des fissures et peuvent même les immobiliser par une combinaison de forces.

On peut citer les systèmes IPS Empress I® et II® (Ivoclar-Vivadent), Vitadur® (Vita), Optec HSP® (Symphyse). Elles présentent des propriétés mécaniques améliorées. Elles sont obtenues par l'ajout d'oxydes modificateurs afin de contrôler la température de fusion et le coefficient de dilatation thermique. On peut ainsi faire correspondre les températures de fusion et les coefficients de dilatation thermique avec celui des alliages sous-jacents, afin d'éviter les fractures de céramique lors de la cuisson. On peut également les utiliser en céramique cosmétique dans les pièces céramo-céramiques. Leur résistance est de 50 à 60 % plus élevée que les feldspathiques classiques pour les vitrocéramiques à la leucite et 3 à 4 fois plus élevée pour celles au disilicate de lithium.

B. Utilisation

Les vitrocéramiques peuvent être utilisées cuites en recouvrement d'une infrastructure métallique ou céramique mécaniquement résistante, ou en infrastructure élaborée en technique pressée ou usinée.

L'IPS Empress® (Ivoclar, brevet déposé en 1936) est un procédé de céramique pressée/injectée à base de céramique renforcée à la leucite. Les cristaux de leucite représentent 40 à 50 % et améliorent la solidité et la résistance à la fracture car ils possèdent un haut module d'élasticité. Après une cristallisation contrôlée, on obtient des cristaux de leucite de quelques micromètres. Le produit est réduit en poudre puis compacté et cuit pour fabriquer les lingotins qui serviront de base pour la future pressée. La pièce prothétique est soit fabriquée en monobloc puis caractérisée en surface, soit fabriquée en infrastructure puis émaillée par une céramique cosmétique.

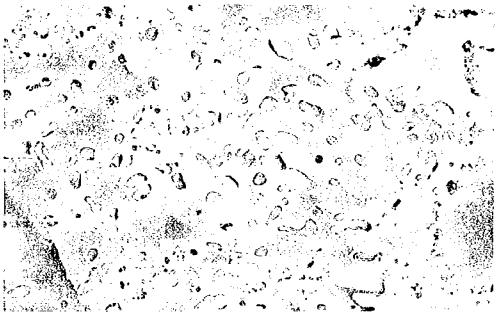
IPS Empress II® (Ivoclar-Vivadent) est une céramique constituée de 60 % de cristaux de disilicate de lithium (SiO_2-Li_2O). Ce sont des cristaux allongés qui améliorent la résistance à la flexion du matériau (350 MPa). Leur disposition dans la matrice vitreuse permet une dispersion de la lumière de manière translucide. La base en disilicate de lithium reçoit une stratification de céramique à base de fluoroapatite (Eris for E2®).

L'IPS e.max® (Ivoclar-Vivadent) est la dernière évolution qui propose 2 techniques d'élaboration (la pressée et l'usinage) et 2 structures chimiques pour l'infrastructure : le disilicate de lithium (e.max Press® et e.max CAD®) et la zircone (e.max ZirCAD®). Le recouvrement est assuré soit par une vitrocéramique de fluoroapatite e.max Ceram® (cuite), soit par une surpressée de fluoroapatite ZirPress® pour les chapes en zircone.

C. Les céramiques du procédé IPS EMPRESS®

Le procédé Empress® a été commercialisé en 1991 par Ivoclar-Vivadent suite aux travaux de Sharer et Wohlwend de 1987. Il met en jeu des vitrocéramiques riches en micro-cristaux de leucite. Le diamètre des cristaux de leucite se situe entre 1 et 3 µm.

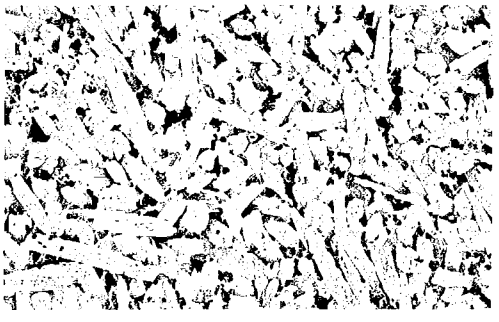
Deux techniques de confection de la pièce prothétique existent : soit en monobloc maquillée en surface (staining technique), soit en bi-composant avec un recouvrement par la céramique cosmétique Empress layering material® (layering technique). Le procédé autorise la réalisation de couronnes antérieures et de restaurations partielles. De nos jours ce procédé est quasi-abandonné car remplacé par l'Empress II® et l'e.max®.



Céramique Empress I® après mordançage montrant les cristaux de leucite Grossissement 3.000x (document Ivoclar-Vivadent)

Le procédé Empress II® est né en 1993 afin de corriger les faiblesses de l'ancien système. La leucite est remplacée par le disilicate de lithium dans une phase cristalline plus volumineuse (60 %). Les cristaux de disilicate de lithium ont une longueur comprise entre 0,5 et 4 µm. Alors que les cristaux de leucite sont sphéroïdaux, ceux en disilicate de lithium sont allongés, ce qui rend la céramique plus résistante en flexion. La pièce prothétique est conçue en staining technique, la chape en disilicate de lithium est recouverte par une céramique à base de fluoroapatite (Empress II layering®) ou de nano-fluoroapatite (IPS Eris for E2®). Le procédé autorise la fabrication de couronnes antérieures et postérieures, de restaurations partielles (y compris endocouronnes) et de petits bridges limités à trois éléments ne dépassant pas la seconde prémolaire comme point d'ancrage postérieur. L'épaisseur minimale de la chape est de 0,8 mm.

Les céramiques de recouvrement cosmétique comme dans les procédés céramo-métalliques ont des masses déterminées : Impulse, Dentin, Transpa, etc...



Céramique Empress II® après mordançage montrant les cristaux de disilicate de lithium Grossissement 5.000x (document Ivoclar-Vivadent)

Céramique de recouvrement de l'Empress II® (Empress II layering material®) montrant les cristaux de fluoroapatite synthétiques Grossissement 500x (document Ivoclar-Vivadent)

Voyons la composition chimique des lingotins Empress I® et Empress II® qui donneront l'infrastructure pressée et de la poudre de céramique cosmétique qui sera cuite dessus.

Gamme	EMPRESS I®			EMPRESS II®		
Technique	Staining technique	Layering technique	Layering material	Layering technique	Layering material	IPS Eris for E2®
Structure	Infrastructure (lingotins)		Cosmétique	Lingotins	Cosmétique (poudres)	
SiO_2	59-63	57-63	59-63	57-80	45-70	60-72
Al_2O_3	17-21	18-23	12,5-16,5	0-5	5-22	2-8
La_2O_3	-	-	-	0,1-6	-	-
MgO	-	-	-	0-5	-	-
ZnO	-	-	-	0-8	-	8,5-20
K_2O	10-14	10-14	10-14	0-13	3-9	10-23
Li_2O	-	-	-	11-19	-	1-5
P_2O_5	-	-	-	0-11	0,5-6,5	0,5-6
Na_2O	3,5-6,5	3-7	5-8	-	4-13	1-4
CaO	0,5-2,5	0,5-3	1-3,5	-	1-11	1-10,5
BaO	-	-	0,5-3	-	-	-
F	-	-	-	-	0,1-2,5	0,1-10
Oxydes additionnels	-	-	0-5	-	-	5-10
Pigments et colorants	0-6	0-8	0-2	0-8	0-3	0-3

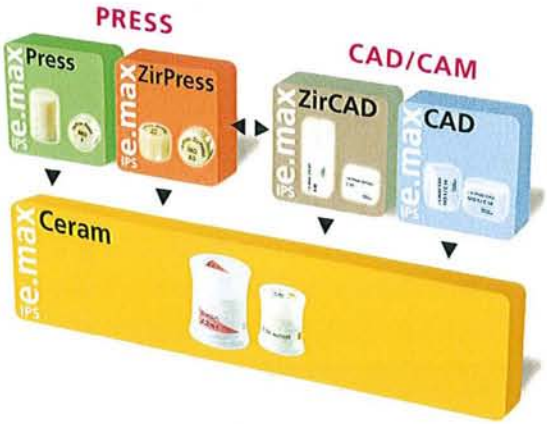
Composition des lingotins et poudres Empress® en % massique (d'après Ivoclar)

On peut remarquer que la composition des poudres ou lingotins de pressée sont proches entre l'Empress I® et II®, c'est la silice qui est le composant majeur. Ce sont les autres minéraux et la température de chauffe qui vont permettre à certains cristaux de se former. Par exemple, l'oxyde de lithium Li_2O contenu dans les lingotins Empress II® va permettre la formation de cristaux de disilicate de lithium en se combinant avec la silice, l'Empress I® en étant dépourvu.

D. Les céramiques du procédé IPS E.MAX®

Le procédé e.max® a été commercialisé en 2005 par Ivoclar-Vivadent. Il comporte trois céramiques pour les infrastructures (une pressée et deux usinées) et deux céramiques de recouvrement (une cuite et une surpressée) :

- *IPS e.max Press® :* vitrocéramique pressée à base de disilicate de lithium (chape).
- IPS e.max ZirPress® : vitrocéramique pressée à base de fluoroapatite (recouvrement).
- *IPS e.max CAD® :* vitrocéramique usinée à base de disilicate de lithium (chape).
- *IPS e.max ZirCAD® :* céramique polycristalline usinée à base de zircone Y-TZP (chape).
- IPS e.max Ceram® : vitrocéramique cosmétique cuite à base de nano-cristaux de fluoroapatite dérivée du développement de l'Eris for Empress 2® (recouvrement).



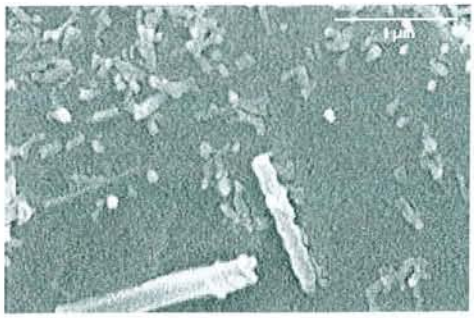
Les gammes e.max (document Ivoclar-Vivadent)

L'e.max Press® est dans le prolongement de l'Empress II®. L'avantage est la pluralité de la gamme comportant l'usinage et la compatibilité de chaque céramique d'infrastructure avec une céramique plus esthétique (e.max Ceram®) que celle de l' Empress II®.

Voici la composition d'un lingotin e.max Press® (en % massique) :

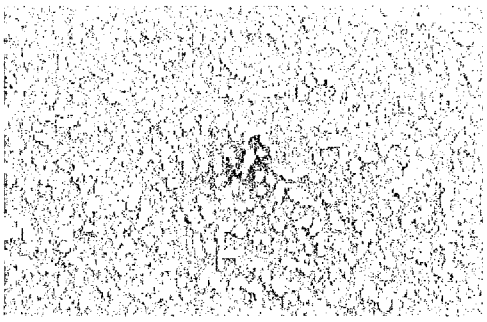
- SiO_2 : 57-80
- Li_2O : 11-19
- K_2O : 0-13
- P_2O_5 : 0-11
- ZrO_2 : 0-8
- ZnO : 0-8
- Autres oxydes : 0-10
- Colorants et pigments : 0-8

Céramique e.max Press® après 30 secondes de mordançage à l'acide fluorhydrique laissant apparaître les cristaux de disilicate de lithium (document Ivoclar-Vivadent)



Céramique e.max ZirPress® après 30 secondes de mordançage à l'acide fluorhydrique laissant apparaître les cristaux de fluoroapatite (document Ivoclar-Vivadent)

La céramique cosmétique e.max Ceram® contient différentes tailles de cristaux de fluoroapatite : les nano-cristaux qui ont un diamètre compris entre 100 et 300 nm et les micro-cristaux qui ont une longueur comprise entre 1 et 2 µm :



Céramique e.max Ceram® après 30 secondes de mordançage à l'acide fluorhydrique laissant apparaître les nano-cristaux de fluoroapatite (document Ivoclar-Vivadent)

II.6.4.3.3. Les céramiques polycristallines

Les céramiques polycristallines ne contiennent que des cristaux minéraux sans aucune phase vitreuse. L'alumine et la zircone permettent la conception d'infrastructures aux propriétés mécaniques importantes. Leur opacité nécessite leur recouvrement par des céramiques cosmétiques.

A- Les céramiques alumineuses pures

Elles ne contiennent que des cristaux d'alumine Al_2O_3 sans phase vitreuse. L'alumine a un haut module de Youg (350 GPa) et une grande résistance à la rupture (4 $MPa.m^{1/2}$).

On peut citer les procédés Procera® et les blocs In Ceram AL®. Les blocs In Ceram AL® (Vita) sont frittés dans un four spécial à haute température (VITA Zyrcomat®) à plus de 1500 °C. La céramique pré-frittée sert à réaliser des infrastructures très résistantes de couronnes et bridges de petite portée. Les liquides In Ceram AL COLORING LIQUID® servent à colorer les infrastructures après leur usinage. Ils sont disponibles dans 5 degrés de luminosité différents calqués sur le teintier 3D-Master®. Le recouvrement se fait avec la vitrocéramique VITA VM7®.

Le procédé Procera® existe en 2 versions : Alumina (AllCeram®) et Zirconia (AllZircon®).

B- Les céramiques à base de zircone sans phase vitreuse

La zircone est un composé minéral de dioxyde d'yttrium obtenu à partir de minerais naturels comme le zircon ou la zirkite. La zircone subit une transformation cristallographique à 1173 °C et l'utilisation d'oxydes (CaO, MgO, Y_2O_3 et CeO) permet sa stabilisation à température ambiante. La zircone pure, oxyde de zirconium (ZrO_2 : 93 %, Y_2O_3 : 5 %, HfO_2 : 2 %) est un polycristal tétragonal stabilisé par l'yttrium et l'afnium.

Sa résistance à la flexion est la plus élevée avec 900 MPa. Ces propriétés mécaniques deux fois plus élevées que l'Empress II® en flexion vont permettre son utilisation pour des bridges postérieurs et aussi de réduire l'épaisseur des armatures. La dureté élevée du matériau allonge le temps d'usinage et augmente l'usure des instruments de taille.

La zircone possède trois phases cristallographiques suivant la température où elle se situe : - forme monoclinique : stable jusqu'à 1173 °C.

- forme quadratique : stable entre 1173 °C et 2370 °C.
- forme cubique : stable de 2370 °C jusqu'au point de fusion 2690 °C.

Lorsqu'elle passe de la forme quadratique à la forme monoclinique, une augmentation de volume d'environ 3 % se produit. C'est pour cette raison que l'on stabilise la forme cubique lors du refroidissement avec de l'oxyde d'yttrium ou de magnésium. La zircone est dite stabilisée et l'oxyde d'yttrium représente entre 2 et 5 % de la structure en masse : c'est la zircone Y-TZP (Yttrium Tetragonal Zirconia Polycristals).

La zircone ne peut être qu'usinée par des procédés CFAO. Afin d'éviter une usure excessive des fraises, c'est la forme pré-frittée qui est utilisée préférentiellement. Dans ce cas, le matériau est pressé puis fritté à basse température de manière à agréger les grains mais sans densification totale du matériau. L'usinage est ainsi plus facile, plus rapide et use moins les fraises de taille. Après l'usinage de la pièce prothétique, une coloration va donner à l'infrastructure une teinte précise. Puis un post-frittage (entre 1300 °C et 1500 °C) est nécessaire pour densifier totalement l'infrastructure. La densification totale va éliminer les espaces entre les grains ce qui va entraîner un retrait de l'ordre de 30 %, donnée intégrée dans le logiciel CFAO.

La zircone HIP (Hot Isostatic Pressing) est un type particulier de zircone qui a subi un traitement particulier en usine. Les blocs de zircone sont obtenus à très haute température par application d'une pression homogène de pressage dans toutes les directions (pressage isostatique). Ici, la zircone est frittée en une seule opération et les propriétés mécaniques et optiques sont obtenues d'emblée. Sa résistance à la flexion est comprise entre 1000 et 1200 MPa, ce qui en fait le matériau de restauration le plus résistant mais aussi le plus dur et rigide. Au niveau de la structure chimique, la zircone Y-TZP et HIP sont équivalentes, c'est juste le procédé de fabrication qui diffère; la zircone HIP est un type particulier de zircone Y-TZP. La zircone Y-TZP est pressée puis pré-frittée, usinée, colorée et post-frittée, alors que la HIP est frittée directement et usinée.

La zircone possède une très grande résistance à la corrosion et une excellente inertie chimique. De plus, elle permet d'éviter les flashs au scanner ou à l'IRM à l'inverse des restaurations métalliques. La présence d'impuretés radioactives dans certaines poudres

d'oxyde de zirconium sont négligeables et n'ont aucun effet sur la santé compte tenu de la radioactivité extrêmement faible qu'elles génèrent (100 nGy/h).

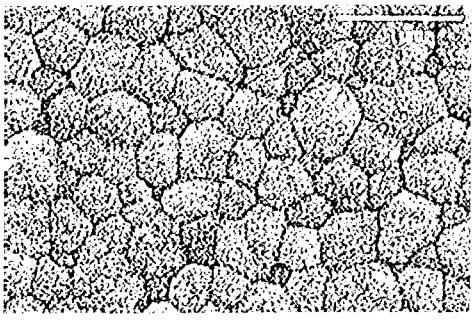
L'avantage des céramiques polycristallines et de la zircone en particulier (Y-TZP) est de pouvoir concevoir des infrastructures très solides pour des restaurations soumises à des efforts mécaniques importants. Les chapes peuvent être conçues avec une épaisseur moins importante que pour les vitrocéramiques, en moyenne de 0,6 mm ce qui est comparable à celle des restaurations céramo-métalliques. Pour les connexions de bridge, la zircone permet également de concevoir des infrastructures moins envahissantes :

CERAMIQUES		Epaisseur de chape	Taille des connexions
VITROCERAMIQUE RENFORCEE	IPS Empress II®	0,8 mm	12-20 mm²
	IPS e.max Press®	0,6-0,8 mm	12-16 mm²
VITROCERAMIQUE IN CERAM	In Ceram Alumina®	0,5-0,7 mm (couronne) 0,7-1 mm (bridge)	12 mm²
	In Ceram Zirconia®		12-20 mm²
ALUMINE PURE	Procera AllCeram®	0,4-0,6 mm	6 mm²
ZIRCONE PURE	Procera AllZircon®	0,4-0,7 mm	6 mm²
	Cercon®	0,5 mm	7-11 mm²
	DC-Zirkon®	0,5 mm	16 mm²
	LAVA®	0,3-0,5 mm	9 mm²

Dimensions recommandées des connexions de bridge et des chapes sur les différentes céramiques pour les secteurs antérieurs et postérieurs [41]

L'inconvénient des céramiques à base de zircone est l'impossibilité de retoucher les infrastructures autant dans les intrados que dans les extrados. En effet, ces retouches peuvent altérer les propriétés mécaniques en créant des rayures (amorce potentielle de fêlures) ou en modifiant la variété cristallographique de surface.

Les infrastructures en alumine quant à elles, peuvent être retouchées en cas de besoin sans risque de fragilisation, ce qui la privilégie à la zircone dans les cas où les propriétés mécaniques ne sont pas primordiales.



Structure chimique de l'e.max ZirCAD®
au microscope électronique
Grossissement 35.000x
(document Ivoclar-Vivadent)

II.6.4.3.4. Les céramiques In Ceram®

Le procédé In Ceram® a été mis au point par Michaël Sadoun en 1985, en s'inspirant de la technique industrielle du split-casting (brevet déposé en 1982). Il est commercialisé par la suite par Vita en 1989 avec la version Alumina®. Les versions Spinell® et Zirconia® ont été créées après. Il est unique d'un point de vue minéralogique. Il existe 3 gammes qui ont chacune leurs indications cliniques. Seules les infrastructures sont fabriquées en In Ceram®, la céramique cosmétique Vitadur Alpha® la recouvre par la suite suivant les techniques classiques de stratification. Les 3 gammes possèdent toutes 85 % de phase cristalline et 15 % de phase vitreuse et diffèrent donc sur la nature chimique des cristaux ce qui va conditionner leurs propriétés mécaniques et optiques donc leurs indications.

A. In Ceram Spinell®

En 1994, le procédé In Ceram Spinell® remplace l'alumine par la spinelle de formule $MgAl_2O_4$. Ce nouveau minéral cristallise dans un système cubique plus isotrope que celui de l'alumine qui lui, cristallise dans un système hexagonal. La spinelle a un coefficient de transmission optique plus élevé et un indice de réfraction plus faible. Sa résistance mécanique est de 360 MPa, suffisante pour les restaurations partielles et les facettes.

B. In Ceram Alumina®

Le procédé In Ceram Alumina® est le plus ancien, il a été mis sur le marché en 1989. Il utilise des grains d'alumine frittés à haute température qui ont des propriétés mécaniques supérieures à la spinelle. Sa résistance mécanique de 620 MPa autorise la fabrication de couronnes sur dents antérieures et postérieures ainsi que de petits bridges antérieurs et de facettes.

C. In Ceram Zirconia®

Le procédé In Ceram Zirconia® est le plus récent, il est apparu en 1999. Il utilise un mélange d'alumine (67 %) et de zircone stabilisée au Cérium (33 %). La zircone n'est pas utilisée pure pour deux raisons : son coefficient de dilatation thermique très supérieur à celui de la céramique cosmétique, et son augmentation volumique de 5 à 9 % conséquence d'une transformation allotropique à 1170 °C qui génère des microfissures [144]. Les propriétés mécaniques sont encore améliorées au détriment de l'opacité. Sa résistance mécanique de 750 MPa permet la fabrication de couronnes et bridges postérieurs (de petite portée), de faux-moignons avec tenon en fibre de carbone (dans ce cas il y a 50 % de zircone) et d'éléments de prothèse implantaire.

Chimiquement, les trois procédés In Ceram® sont compatibles entre eux au sein d'une même infrastructure. Par exemple, pour un bridge postérieur, on peut utiliser une barbotine d'alumine-zircone uniquement au niveau des zones anatomiques les plus soumises aux efforts c'est-à-dire les intermédiaires et les connexions. Dans les zones les plus exposées au regard, on peut utiliser une barbotine d'alumine voire de spinelle.

D. Conception

Comme nous le verrons par la suite les infrastructures In Ceram® peuvent être conçues soit artisanalement (à la barbotine) soit par usinage, mais toujours en deux étapes : le frittage en phase solide incomplet (pour la méthode artisanale) ou l'usinage (pour la méthode CFAO), puis une infiltration par un verre coloré de la teinte considérée.

La méthode artisanale nécessite un four spécial Vita. La version Sprint® comporte un plâtre réfractaire spécial qui permet la conception dans un four classique sans modification des propriétés mécaniques. Elle met en jeu différentes poudres de barbotine et de verre au cours du frittage et de l'infiltration.

La première étape consiste à préparer la barbotine qui servira à façonner l'infrastructure. C'est une suspension aqueuse d'alumine (ou de spinelle, ou d'un mélange alumine-zircone) contenant des grains de différentes tailles (gros grains d'une taille entre 3 et 6 µm, et petits grains d'une taille inférieure à 0,5 µm). Pour l'obtenir, on mélange 5 ml de liquide alumine avec une goutte de liant (polymère organique) puis on ajoute une quantité précise de poudre (38 g). Le liant s'adsorbe à la surface des grains et va induire des répulsions électrostatiques séparant les grains les uns des autres. Cette barbotine est déposée sur la préparation puis frittée. Pour la méthode usinée, la machine-outil taille le bloc de céramique qui a été pré-fritté industriellement (frittage plus poussé que par la méthode artisanale).

La deuxième étape consiste à infiltrer la pièce pré-frittée par un verre coloré. Pour cela, on mélange la poudre de verre de la teinte choisie à de l'eau distillée.

E. Composition

Deux poudres sont nécessaires pour la conception artisanale, l'une pour la barbotine (donnant la phase cristalline) et l'autre pour l'infiltration (donnant la phase vitreuse). On peut aussi fabriquer des chapes In Ceram® par technique d'usinage grâce aux blocs pré-frittés Blanks®. La composition chimique de ces blocs est identique à celle des barbotines, une infiltration secondaire par du verre coloré étant ensuite nécessaire.

Voyons en détail la composition chimique de ces différentes poudres (de barbotine et de verre) dans les trois gammes :

	In Ceram	SPINELL®		ALUMINA®		ZIRCONIA®	
	Poudres	Barbotine*	Verre	Barbotine*	Verre	Barbotine*	Verre
Phase cristalline	$MgAl_2O_4$	100	-	-	-	-	-
	Al_2O_3	-	-	100	-	67	-
	t-ZrO_2**	-	-	-	-	33	-
Phase vitreuse	SiO_2	-	16-20	-	14-17	-	14-18
	Al_2O_3	-	14-19	-	14-17	-	-
	B_2O_3	-	10-14	-	12-15	-	11-15
	TiO_2	-	4-8	-	3-5	-	2-7
	La_2O_3	-	27-33	-	39-48	-	25-30
	Y_2O_3	-	8-12	-	-	-	2-6
	Bi_2O_3	-	3-7	-	-	-	-
	MgO	-	2-4	-	-	-	-
	CaO	-	-	-	2-4	-	4-8
	CeO_2	-	-	-	2-5	-	6-10
	ZrO_2	-	-	-	-	-	1-4

* concerne aussi les blocs usinés

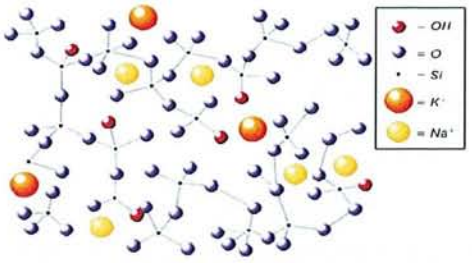
** zircone stabilisée au cérium (Ce)

Composition chimique des poudres et blocs In Ceram® en pourcentage massique (disponible sur le site internet Vita)

II.6.4.3.5. Les céramiques hydrothermales

La céramique dite basse fusion est souvent un verre hydrothermal pur homogène qui réagit superficiellement avec l'eau et forme une couche hydroxylée renforcée. Elle est nommée hydrothermale car quand elle sort du four, la masse en fusion s'écoule en un filament qui est refroidi dans un bain spécifique hautement chargé en hydrogène. Cette céramique peut être montée en recouvrement cosmétique sur un noyau en céramique conventionnelle. On peut citer Duceram LFC® et Duceragold® qui viennent en recouvrement d'infrastructures en céramique pressée Cergogold® ou en céramique cuite Duceram® ou Duceram Plus®.

Lors de leur fabrication, des ions hydroxyles OH^- sont incorporés dans la phase vitreuse, sous atmosphère chargée de vapeur d'eau sous l'action de la chaleur. Les verres ainsi obtenus présentent une dureté similaire à l'émail, une stabilité chimique améliorée et une température de fusion plus basse.



Structure schématique d'une céramique hydrothermale type Duceram LFC®
(document du fabricant)

La réaction chimique est une hydrolyse du quartz : $SiO_2 + H_2O \rightarrow 2\ SiOH$
La céramique Duceram LFC® se compose de (en % massique) :
- Quartz hydrolysé : 70 %
- Verre fluorhydrique : 20-25 %
- Feldspaths : 5-10 %

Le polissage de ces céramiques est excellent avec une grande brillance. Sur le plan optique, les céramiques LFC (Low Fusion Ceramic) permettent de créer des effets optiques propres à la dent naturelle comme l'opalescence ou la fluorescence.

Des céramiques hydrothermales modifiées incorporent des micro-cristaux de leucite de manière régulière dans la phase vitreuse. C'est le cas des céramiques Duceragold® et Finesse Low Fusing® qui peuvent être décrites comme des hydrothermales biphasées. Finesse Low Fusing® contient 8 à 10 % de leucite. Les cristaux de leucite sont plus petits (3 µm) que ceux d'une céramique conventionnelle (30 µm) et moins nombreux.
Dans la cavité buccale les céramiques LFC ont la capacité de se renforcer mécaniquement au contact de l'eau de la salive :

Après 48 heures d'exposition dans la cavité buccale, les céramiques hydrothermales deviennent plus résistantes
(document du fabricant)

Ce type de céramique très esthétique a peu d'intérêt pour les dents postérieures car elle a des propriétés mécaniques insuffisantes sauf si elle recouvre des infrastructures pressées Cergogold®. L'inconvénient du système est qu'il n'est accessible que sur les systèmes de pressée GoldenGate®, ce qui fait que les hydrothermales sont abandonnées à l'heure actuelle.

II.6.4.4. Classification selon le mode d'élaboration

Indépendamment ou non de la structure minéralogique, la pièce prothétique peut être mise en forme selon 4 procédés principaux : la cuisson classique sur un revêtement réfractaire, le pressage et l'injection à chaud, le frittage avec infiltration d'une matrice vitreuse, et l'usinage. Alors que la cuisson, la pressée et l'infiltration ne concernent qu'un type chimique particulier de céramique, l'usinage recoupe l'ensemble des matériaux céramiques d'un point de vue minéralogique.

II.6.4.4.1. Les céramiques cuites sur revêtement réfractaire :

La grande majorité des céramiques de recouvrement d'infrastructure (céramique ou métallique) sont cuites. La technique pressée permet depuis peu de recouvrir des infrastructures mais uniquement pour les chapes en zircone. On peut aussi l'utiliser seule pour les facettes et en monobloc pour les restaurations partielles (inlays sur prémolaires) avec les techniques d'usinage (blocs feldspathiques renforcés à la sanidine du Cerec®).

A. Technique :

D'un point de vue chimique, les céramiques cuites sont les céramiques feldspathiques et les vitrocéramiques. Elles se présentent sous la forme de poudres de feldspaths et d'oxydes, additionnés de fondants et de pigments colorés. Lorsqu'on les mélange à de l'eau distillée ou à un liquide de modelage, elles constituent une pâte qui va être façonnée par le prothésiste et cuite à plusieurs reprises. La technique utilisée pour le montage en céramo-céramique est très poche de celle utilisée en céramo-métallique. C'est une stratification et une segmentation des différents éléments de la morphologie coronaire sur un modèle coulé en matériau réfractaire.

La pâte de céramique crue est constituée par les grains de poudre séparés par le liquide. Selon la quantité d'eau incorporée et la granulométrie du matériau, la distance entre les grains va être plus ou moins grande. La vibration manuelle ou la condensation ultrasonique avant la première cuisson permet de densifier les composants du matériau et d'éliminer l'excès d'humidité.

La céramique est toujours cuite sous vide. La cuisson sous vide permet de limiter les défauts internes (inclusions gazeuses résiduelles) et d'obtenir une céramique dense. Au cours de la cuisson, le feldspath va se transformer en leucite (phase cristalline) et en silice (phase vitreuse). Si la cuisson est poussée, la leucite se décompose à son tour. A la première cuisson, la phase vitreuse a fondu juste assez pour que les particules adhèrent

entre elles. La céramique est d'aspect granuleux et le retrait est faible. A la deuxième cuisson (biscuit), le retrait est quasi-complet, la surface est satinée et la translucidité apparaît. Une troisième cuisson peut s'avérer nécessaire. La maturation de la céramique (stade où on observe un équilibre entre la translucidité et la couleur) est obtenue par glaçage en maintenant le matériau dans une certaine température, le plus souvent sous atmosphère : c'est la dernière cuisson de la pièce prothétique (glaçage). Un apport de glaçure superficielle permet de mettre la céramique sous-jacente en compression (coefficient d'expansion thermique plus faible) donc de renforcer les propriétés mécaniques et d'assurer la permanence des détails et des couleurs. Un sablage sous faible pression permet d'extraire le matériau réfractaire avant le polissage final.

Les céramiques cuites sont les plus anciennes mais aussi les plus complexes à mettre en œuvre car elles nécessitent un prothésiste qualifié et minutieux notamment à cause du retrait, c'est-à-dire la rétraction du matériau après cuisson. En effet, l'évaporation des liquides et la calcination des matières organiques va provoquer une diminution du volume du matériau. Cette contraction est linéaire, d'environ 15 à 20 %. Pour construire une forme en céramique, le prothésiste doit réaliser plusieurs apports, en exagérant les proportions de la pâte de céramique, et cuire chacun d'entre eux selon un protocole précis en les ayant préalablement retouchés par meulage si nécessaire.

B. Facteurs influençant la résistance mécanique :

Le montage de la céramique destinée à la cuisson est opérateur-dépendant. La résistance mécanique est directement liée à la taille des défauts issus de la mise en œuvre, du montage de la poudre de céramique, de la cuisson et du glaçage final :

* Taux de porosité : Il dépend de la distribution granulométrique et du mode de mise en forme de la pâte crue (compactage). Le compactage par vibration permet d'augmenter de 40 % la résistance par rapport à une céramique non compactée. La cuisson sous vide fait passer le taux de porosité de 4 % à 0,1 %.

* Température et cycle de cuisson : L'élévation de la température et de la durée de cuisson entraîne une augmentation de la résistance. Cependant, au-delà d'un certain seuil ou lors de la multiplication des cuissons, on assiste à une diminution de ces caractéristiques, due à une dissolution dans le verre des phases cristallines dispersées.

* Contraintes internes : Elles résultent d'un différentiel de coefficient de dilatation thermique entre les différentes phases du matériau ou entre le matériau et le support (métal ou céramique d'infrastructure).

* Microstructure : La résistance mécanique augmente avec la proportion de phase cristalline et avec la quantité d'interfaces verre/cristal. L'état de surface et surtout les défauts de surface jouent un rôle important. Pour remédier aux défauts de surface, le glaçage thermique permet en obturant les pores et en refermant les fissures d'améliorer les propriétés mécaniques des céramiques feldspathiques d'environ 400 %. Mais un excès de glaçage peut provoquer une dégradation de la forme, des qualités mécaniques et de la couleur de la surface de la restauration.

C. Exemple de réalisation de deux inlays en céramique cuite

Cas des Dr Dietschi et Spreafico [53] :

Modèles positifs unitaires en plâtre dur enduits d'espaceur avec limites tracées

Première strate de céramique sur les modèles positifs unitaires dupliqués en matériau réfractaire

Dernière strate de céramique donnant les formes finales avant glaçage

Inlays après le glaçage final

Inlays repositionnés sur leurs dies en plâtre dur pour les ultimes retouches

II.6.4.4.2. Les céramiques pressées et injectées :

Les techniques de céramique pressée ont été mises au point en 1987 par Sharer et Wohlwend, ce qui permetta la commercialisation du procédé IPS Empress® par Vita en 1991 [160]. Les procédés de pressage font appel à la technique de la cire perdue, ce qui la rend plus accessible par le prothésiste. La céramique se présente sous la forme d'un lingotin disponible en différentes teintes et en différentes tailles selon la restauration à concevoir. Certaines céramiques (polycristallines) étant très réfractaires avec un point de fusion élevé, la technique pressée ne peut être réservée qu'aux vitrocéramiques renforcées à la leucite ou au disilicate de lithium.

A. Utilisation

Les céramiques pressées sont utilisées soit en infrastructure, recouvertes par une céramique de recouvrement (technique d'émaillage, layering technique), soit en monobloc recouvertes par des colorants et pigments de surface avant glaçage (technique de maquillage, staining technique). Parfois, la pressée s'effectue sur une chape en zircone et assure la transition optique avec une céramique de recouvrement. Dans ce cas, le wax-up de la prothèse est faite en retrait homothétique de la forme et du volume finaux (cut-back technique des restaurations à trois composants).

B. Technique

a. Confection des maquettes en cire

Dans un premier temps, la préparation est recouverte d'un vernis d'espacement au niveau des surfaces axiales et occlusales sans jamais recouvrir les épaulements. La pièce prothétique est ensuite façonnée en cire calcinable et placée sur une tige de coulée d'une manière très précise indiquée par le fabricant. Lorsque la céramique pressée est utilisée en chape elle doit respecter une épaisseur minimale indiquée par le fabricant. Pour le procédé e.max Press®, 0,6 à 0,8 mm sont nécessaires suivant que la restauration est antérieure ou postérieure. Pour Empress II®, il faut 0,8 mm quelle que soit la position de la restauration. L'intérêt du nouveau système de pressée e.max® d'Ivoclar-Vivadent par rapport à l'ancien système Empress II® c'est la possibilité de concevoir des chapes plus fines au niveau antérieur et d'avoir des propriétés mécaniques en flexion légèrement supérieures (400 MPa contre 350 pour l'Empress II®). L'ensemble maquette et tige de coulée est pesé pour déterminer le nombre et la taille des lingotins nécessaires afin de ne pas avoir de manque de matériau (la tige va être transformée en céramique pressée également). Pour Ivoclar-Vivadent, 6 décigrammes correspondent à un lingotin.

b. Mise en revêtement réfractaire et injection

La pièce prothétique en cire et sa tige de coulée sont ensuite mises en revêtement dans un cylindre traité à la silice réfractaire et placées dans un four de préchauffage avec les lingotins de céramique, puis dans un four spécifique équipé d'un système de pressée. Les céramiques sont injectées à chaud dans la cavité d'un moule en matériau réfractaire ayant la forme de l'élément à concevoir. La céramique est portée à haute température afin de l'amener à un état liquide permettant son injection dans la cavité. Un ou plusieurs paliers de températures sont indiqués par le fabricant. La pressée s'effectue sous vide avec une pression d'environ 4 bars. Les températures doivent être rigoureusement respectées afin d'obtenir la juste viscosité de la céramique mais aussi une qualité optimale de cristallisation et une précision de la pièce prothétique [32].

c. Sortie des éléments et finitions

Après refroidissement, les pièces pressées sont récupérées et sablées. Les tiges de coulée sont sectionnées avec un disque diamanté monté sur une pièce à main. Les préparations sont essayées sur leur die avec un contrôle de l'ajustage marginal. Si la pièce est correcte, on réalise soit une stratification soit un maquillage de surface.

C. Indications

D'une manière générale, les céramiques pressées sont toutes des vitrocéramiques renforcées. Leur résistance mécanique en flexion est moyenne même pour les vitrocéramiques les plus résistantes au disilicate de lithium (350 à 450 MPa) ce qui contre-indique leur utilisation pour des restaurations volumineuses soumises à des forces mécaniques importantes. En revanche, c'est le matériau idéal pour les restaurations partielles unitaires et les couronnes antérieures car leurs propriétés optiques sont excellentes. Les couronnes postérieures peuvent être envisagées si le cas est favorable de même que les petits bridges antérieurs ne dépassant pas la seconde prémolaire comme ancrage postérieur.

D. Systèmes de pressée et lingotins

L'avantage de la technique pressée est sa grande accessibilité par les laboratoires de prothèse. Il reprend la technique de confection des restaurations céramo-métalliques (wax-up). L'investissement financier est aussi réduit car il ne nécessite qu'un coffret de céramique (avec les lingotins et les produits annexes) et de nombreux fours standards sont compatibles avec le pressage.

Lingotins e.max Press® de teinte MO 1 (Medium Opacity 1)

Prenons l'exemple de lingotins e.max Press®. Il en existe 3 types selon l'opacité : HO (high opacity), MO (medium opacity), et LT (low translucency), et 2 types selon la taille : standard, et large (L). Les lingotins HO n'existent qu'en une seule teinte (HO). Les lingotins MO existent en 6 teintes (MO 0, MO 1, MO 2, MO 3, MO 4 et MO 5). Les lingotins LT existent en 13 teintes (A1, A2, A3, A3.5, B1, B2, B3, C2, D3, BL1, BL2, BL3 et BL4). Le fabricant propose des teintiers permettant de caractériser la teinte de la préparation (LT Shade Guide® et HO/MO Shade Guide®). Des tables de conversion sont fournies pour choisir la teinte du lingotin en fonction de la teinte de la dent désirée d'une part et de celle de la préparation d'autre part. La taille et le nombre de lingotins sont choisis en fonction de la masse de cire de la maquette et de sa tige de coulée.

Aucun four spécial n'est nécessaire car on peut adjoindre le système de pressée à un four traditionnel. Cependant, les fabricants proposent leurs propres fours pour lesquels les procédures exactes de température et de pression sont programmées ce qui simplifie la technique de réalisation et limite les erreurs possibles.

Four de pressée Programat P500® d'Ivoclar-Vivadent

E. Panorama des systèmes de pressée

De nombreux systèmes existent ou ont existé sur le marché. A l'heure actuelle, on peut en retenir deux qui recouvrent l'ensemble des types de restaurations prothétiques : Empress II® et e.max Press® (Ivoclar-Vivadent). Toutes les techniques concernent de la vitrocéramique renforcée soit à la leucite, soit au disilicate de lithium. Voyons les indications des différents systèmes.

Système commercial	Restauration partielle	Couronne périphérique	Bridge 3 éléments*	Facette
Authentic®	X	X		X
Carrara Press Core®		X		
Carrara Press Inlay®	X (que inlays)			
Cergogold®	X	X		X
Cerpress SL®	X	X		
Creapress®	X	X		X
E.max Press®	X	X	X	X
Empress I®	X	X		X
Empress II®	X	X	X	X
Evopress®	X	X		X
Finesse All Ceramic®		X		
Nuance Presskeramik®	X	X		X
OPC Pellet®	X	X		X
OPC Pellet 3G®		X	X	
PLATINA-Press®	X	X		X
Trendpress®	X	X		
Vision Esthetic®	X	X		X
VitaPress®	X	X		

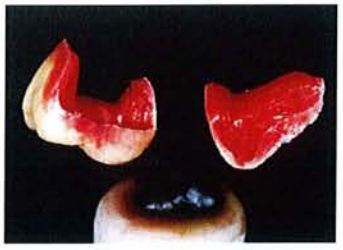
* les bridges 3 éléments ne peuvent pas dépasser la 2ème prémolaire comme ancrage postérieur

Systèmes de céramique pressée et types de restaurations possibles [9]

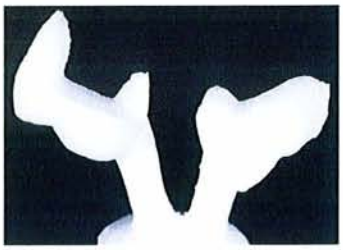
F. Exemple de réalisation d'une couronne partielle et d'un inlay monolithiques en Empress I® au laboratoire

Cas des Dr Dietschi et Spreafico [53] :

Maquettes en cire des futures chapes proches des formes finales car elles sont conçues en monobloc avec maquillage de surface



Après vérification de leur épaisseur, les maquettes sont mises sur leur tige de coulée puis pesées et mises en revêtement



Chapes céramique après dégagement de leur revêtement qui seront découpées au disque diamanté sur pièce à main

Contrôle des chapes sur leur modèle. Leur aspect monochromatique nécessite leur caractérisation de surface

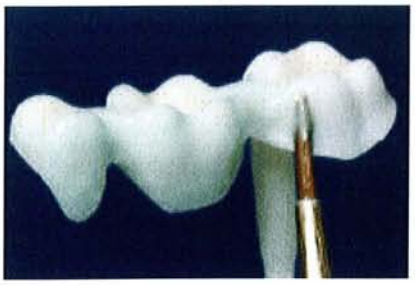
Maquillage de surface au pinceau mettant en jeu des pigments et colorants correspondant à la teinte choisie

Restaurations finales. L'aspect esthétique moyen est dû à la technique de maquillage moins esthétique que la technique de stratification

G. Exemple de réalisation d'un bridge 3 éléments en ZirCAD®

Cas présenté dans une brochure Ivoclar-Vivadent :

Chape de bridge postérieur 3 éléments usinée en zircone ZirCAD®



Après nettoyage au spray, application de ZirLiner® pour masquer la zircone

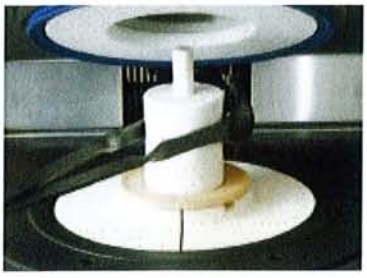
Après vérification de l'épaisseur de l'armature, pesée pour déterminer la masse de cire

Wax-up anatomique sur la chape zircone

Mise en place sur une tige de coulée selon les recommandations du fabricant puis pesée

Mise en revêtement dans le cylindre IPS Silicone Ring®

Mise en place du lingotin de ZirPress® dans le cylindre et marquage de la hauteur du piston AlOx Plunger®



Le lingotin est recouvert du piston IPS e.max AlOx Plunger® puis le tout est placé dans l'enceinte du four de pressée

Après sortie du four, découpe du cylindre au disque à l'endroit déterminé précédemment

Dégagement avec des billes de verre sous pression de 4 bars puis de 2 bars maximum quand la restauration est visible

Découpe des tiges de coulée au disque diamanté

Sablage de la restauration avec des particules d'alumine sous pression de 1 bar

Dépôt des produits de caractérisation sur la surface : IPS e.max Ceram Glaze®, Stain Liquid®, Ceram Shade Incisal®, Essence®

Restauration terminée après cuisson finale

II.6.4.4.3. Les céramiques In Ceram®

La chape est issue d'un processus en deux étapes :
- Elaboration d'une structure en céramique pré-frittée poreuse composée de spinelle, d'alumine, ou d'un mélange alumine/zircone.
- Infiltration par un verre liquide coloré comblant les porosités et augmentant ses propriétés mécaniques en lui donnant sa teinte finale.

Ce sont des céramiques frittées en phase solide incomplet puis infiltrées par du verre. La chape sera ensuite recouverte d'une céramique cosmétique Vitadur Alpha®.

A. Indications

Comme nous l'avons vu, les trois gammes ont des indications qui leur sont propres :
- La version Spinell® est destinée aux restaurations devant être esthétiques sans impératif mécanique important. On peut l'utiliser pour les restaurations partielles (inlay/onlay), les facettes et les couronnes antérieures.
- La version Alumina® est destinée aux restaurations visibles au regard et soumises à des efforts mécaniques moyens. On peut l'utiliser pour les couronnes et éventuellement les petits bridges antérieurs, ainsi que pour les facettes quand on doit cacher une légère dyschromie dentinaire.
- La version Zirconia® est destinée aux restaurations soumises à des forces importantes sans impératif esthétique majeur. On peut l'utiliser pour les couronnes, les bridges antérieurs et postérieurs de petite étendue, ainsi que pour les facettes quand on doit cacher une dyschromie importante.

B. Technique

a. Préparation du modèle de travail

Il est coulé en plâtre dur puis fractionné et éventuellement détouré si une limite est proche de la gencive marginale. Les limites marginales doivent être marquées au crayon. Ensuite, les préparations sont recouvertes par 2 à 3 couches d'espaceur sur leurs faces axiales et occlusales mais pas au niveau des épaulements (futur joint céramique-dent). Une empreinte de ce modèle rectifié est prise avec un silicone par addition hydrophile puis coulé dans un plâtre spécial fourni par Vita pour le procédé In Ceram®. On peut également le couler dans le plâtre version Sprint® qui permet un frittage plus rapide dans un four conventionnel. Les limites sont marquées sur le modèle et on dépose un abaisseur de tension superficielle sur la préparation. Ce produit permet l'étalement de la barbotine, il ne doit pas boucher les pores du plâtre.

b. Préparation de la barbotine

On prépare déjà la phase liquide : 5 ml de liquide alumine avec une goutte de liant organique. Ce mélange est homogénéisé par les ultrasons. Ensuite, 38 grammes de poudre de barbotine sont ajoutés de manière à obtenir un mélange contenant 65 % de grains (d'alumine, de spinelle ou d'un mélange alumine-zircone suivant la gamme utilisée). Nous avons vu que suivant la gamme In Ceram® utilisée, la composition de la poudre varie. Le liant va induire des répulsions électro-statiques des particules minérales (spinelle, alumine, ou alumine-zircone). Les grains glissent les uns sur les autres conférant à la barbotine une viscosité très basse (800 à 1100 centipoises).

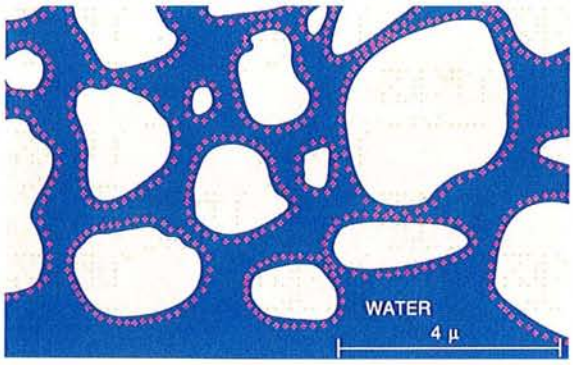
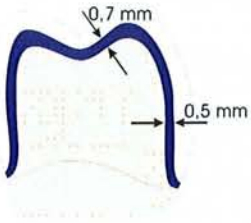


Schéma d'une barbotine type In Ceram Alumina® montrant la structure aqueuse, les répulsions électro-statiques et les tailles des grains d'alumine [144]

c. Montage de la barbotine

Le plâtre spécial va permettre l'agglomération des grains d'alumine, l'adsorption de la barbotine sur la surface et sa prise. Suivant le type de préparation, le dépôt de barbotine s'effectue soit par trempage (pour les préparations périphériques unitaires) soit au pinceau (pour les préparations partielles et les bridges). Dans le cas d'un bridge, de la cire est placée au niveau des intermédiaires et une cuvette est façonnée de manière à retenir la barbotine.

Une fois la barbotine durcie, les contours de la future infrastructure sont façonnés au couteau jusqu'à l'obtention des formes voulues à la limite dessinée. A ce stade, la barbotine est prête à être frittée. L'épaisseur minimale doit être vérifiée avec un compas d'épaisseur : 0,5 mm sur les faces axiales et 0,7 mm sur la face occlusale pour une couronne périphérique. Pour un bridge, il faut 0,7 mm en axial et 1 mm en occlusal.

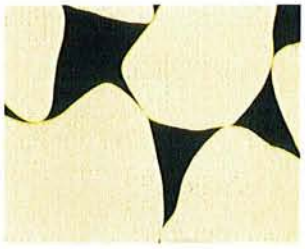


Epaisseurs minimales recommandées pour une armature unitaire In Ceram®: 0,7 mm en occlusal et 0,5 mm en axial

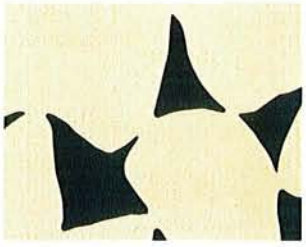
d. Frittage de la barbotine

La barbotine ainsi que son support sont placés dans le four adéquat durant les périodes indiquées par le fabricant. Le frittage se faisant en phase solide c'est-à-dire en l'absence de phase vitreuse, le support de la barbotine ne sert à rien. On peut poser la barbotine sur une tige de platine ou une ouate réfractaire sans risque de déformation.

Les contacts entre les grains vont développer des jonctions rigides appelées « cous de frittage » [144] :



Avant frittage



Après frittage

Pendant le frittage, les grains minéraux vont former des jonctions rigides [144]

Après frittage, l'infrastructure a subi une contraction minime de 0,3 % sans distorsion. La structure est formée en volume pour la version Alumina de 74 % d'alumine et de 26% de pores dont le diamètre moyen est de 0,3 µm. Ce frittage est incomplet par rapport à la technique industrielle dont l'In Ceram® est issu. Dans l'industrie, le frittage se poursuit à de très hautes températures (1650 °C) ce qui provoque un retrait linéaire de 20 %.

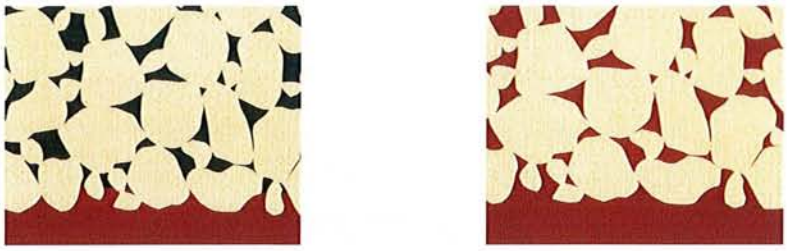
e. Dégagement de l'infrastructure

Elle est dégagée de son support. Si le support en plâtre a été enfourné avec, il a subi une contraction plus importante que l'infrastructure. Il est ainsi facile de la dégager sans risque de casse. A ce stade le matériau a des propriétés mécaniques très faibles de l'ordre de 35 MPa. Des instruments rotatifs diamantés donnent la forme finale à l'armature, facilités par la consistance du matériau similaire à celle de la craie.

f. Infiltration par un verre coloré

Cette deuxième grande étape a pour objectif de modifier l'aspect et la résistance mécanique de la pièce. De la poudre de verre est choisie suivant la teinte désirée (teintier Vita classique ou Vita 3D Master®) et mélangée à de l'eau distillée. On va enduire la surface externe (l'extrados) de l'armature avec ce mélange. L'ensemble est placé sur une feuille de platine et introduit dans un four classique.

Avec l'augmentation de température, le verre va se liquéfier et totalement infiltrer le réseau poreux à la manière d'une éponge. Après cette étape d'infiltration, les propriétés mécaniques passent de 35 à 620 MPa pour la version Alumina®.



Avant infiltration Après infiltration

Le verre infiltre totalement le réseau de pores entre les grains [144]

C. Avantages et inconvénients de l'In Ceram®

Les avantages sont nombreux, notamment l'adaptation marginale qui est excellente. Les joints sont compris entre 20 et 50 µm [166]. Ceci s'explique par la contraction et l'expansion des matériaux mis en œuvre qui se compensent parfaitement :

- La contraction du matériau à empreinte pour dupliquer le modèle est de -0.1 %.
- L'expansion de prise du plâtre du duplicata est de +0,4 %.
- Le retrait dû au frittage en phase solide de l'infrastructure est de -0,3 %.

L'autre avantage réside dans le fait de pouvoir contrôler la teinte de l'infrastructure avec le teintier 3D-Master®.

De plus, les trois versions permettent la conception de n'importe quel type de restauration sauf les bridges de longue portée. La technique est également disponible en CFAO ce qui la rend plus accessible au praticien. C'est une technique qui a 20 ans de recul clinique avec 16 millions de restaurations réalisées dans le monde selon Vita.

Néanmoins, c'est une technique complexe dans laquelle l'habileté et l'expérience de l'opérateur de laboratoire a une grande influence. Les temps de réalisation par la technique artisanale en four Vita est longue puisqu'elle dure au moins 8 à 9 heures uniquement pour l'infrastructure. La mise au point d'une version Sprint® permet de gagner du temps et de ne pas nécessiter de four spécifique, ce qui est également le cas de la CFAO. Les blocs destinés à l'usinage s'appellent IN CERAM BLANKS® et sont disponibles pour les trois gammes pour les machines Cerec® et Celay® uniquement. Ce sont des blocs blancs qui devront être infiltrés par des poudres de verre ultérieurement, ce qui limite leur intérêt. De plus, les études cliniques concernant leur longévité sont peu nombreuses malgré l'ancienneté du système.

D. Exemple de réalisation clinique sur deux restaurations partielles en In Ceram Spinell®

Cas du Dr Perelmuter [144] :

Cas clinique présentant une fracture d'un onlay en vitrocéramique renforcée à la leucite sur la cuspide palatine de 24 ainsi qu'une fracture d'un inlay occluso-mésial sur 25

Infrastructures frittées avec une barbotine Spinell® de l'inlay et de l'onlay

Essayage des infrastructures infiltrées pour vérifier l'ajustage marginal et choisir la teinte de la future céramique cosmétique. La luminosité de l'émail est caractérisée au niveau du joint dento-prothétique avec le teintier Vitadur Alpha In Ceram Standard Key®

Vue clinique après collage

E. Exemple de réalisation d'une couronne In Ceram Alumina® version Sprint® au laboratoire

Cas présenté dans une brochure Vita :

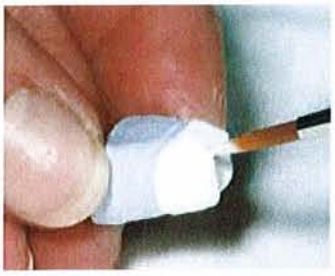
Application de 2 à 3 couches de vernis d'espacement jusqu'au niveau de l'épaulement sans le recouvrir

Empreinte du die par un silicone par addition en technique double mélange

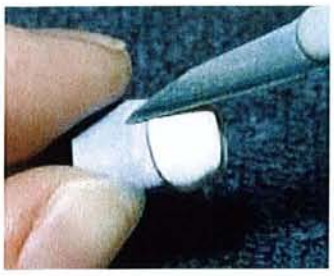
Duplication du die par le plâtre spécial Sprint®, égaliser la base à plat et tracer les limites au crayon

Application de In Ceram Insulation Gel® en une seule fine couche pour favoriser l'étalement de la barbotine

Préparation de la barbotine en mélangeant le liquide et la poudre Alumina®

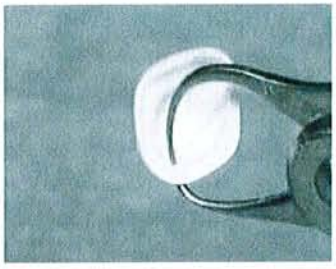


Application de la barbotine sur le die « sprinté » avec un pinceau ou par trempage

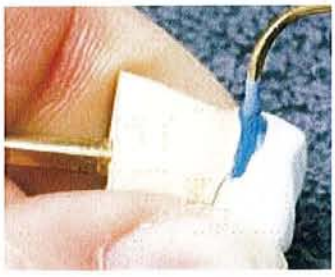


Dégagement de la barbotine au scalpel pour faire apparaître les limites de la préparation

Introduction de la « pré-chape » dans un four préchauffé et désinsertion à froid

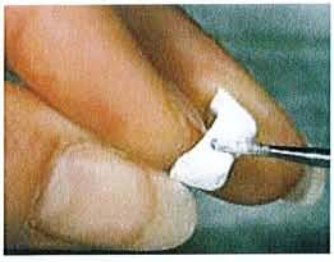


Vérification de l'épaisseur de la chape au compas (0,5 mm sur les faces axiales et 0,7 mm en occlusal)



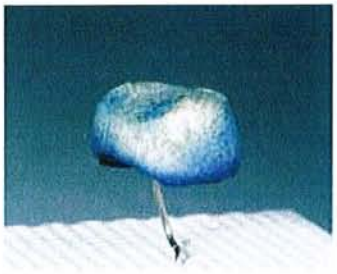
Des manques de faible volume au niveau des bords peuvent être corrigés avec In Ceram Alumina Optimizer (mélange de poudre d'alumine et de cire). Il est déposé avec une spatule à cire électrique. (étape facultative)

Frittage de la chape préalablement placée sur une tige de platine



Après sortie du four, retouches aux instruments rotatifs pour donner la forme idéale

Vérification de l'absence de micro-fêlures avec le liquide de contrôle fourni (la chape de droite est fêlée)



Application du verre coloré avec un pinceau sur 1 à 2 mm sur l'extrados de la chape sans toucher le bord et cuisson sur un plateau alvéolé

Meulage de l'excédant de verre avec un disque diamanté et sabler à l'alumine 50 µm

Cuisson de contrôle de la chape infiltrée déposée sur une ouate réfractaire et un plateau de cuisson alvéolé

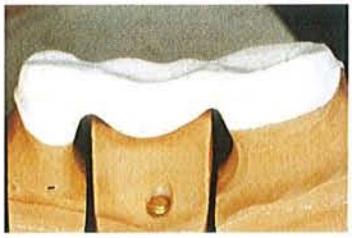
Sablage à l'alumine 50 µm jusqu'à disparition des amas en surface

Contrôle de la chape finale sur le maître-modèle

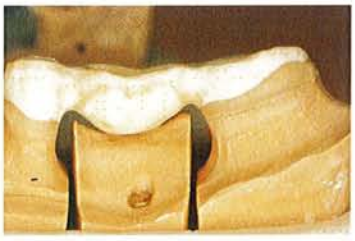
Montage cosmétique et cuisson conventionnelle de céramique Vitadur Alpha®

F. Exemple de réalisation d'un bridge 3 éléments en version mixte Alumina® avec Zirconia®

Cas du Dr Perelmuter [144] :



Infrastructure frittée avec une barbotine Alumina® mélangée avec une barbotine Zirconia® au niveau des zones mécaniquement sensibles : connexions et intermédiaire



Infrastructure après infiltration vitreuse qui permet de distinguer les zones Alumina® et les zones Zirconia®

Bridge après recouvrement de l'infrastructure par la céramique Vitadur Alpha®

Rendu esthétique du bridge céramo-céramique après collage

II.6.4.4.4. Les céramiques usinées :

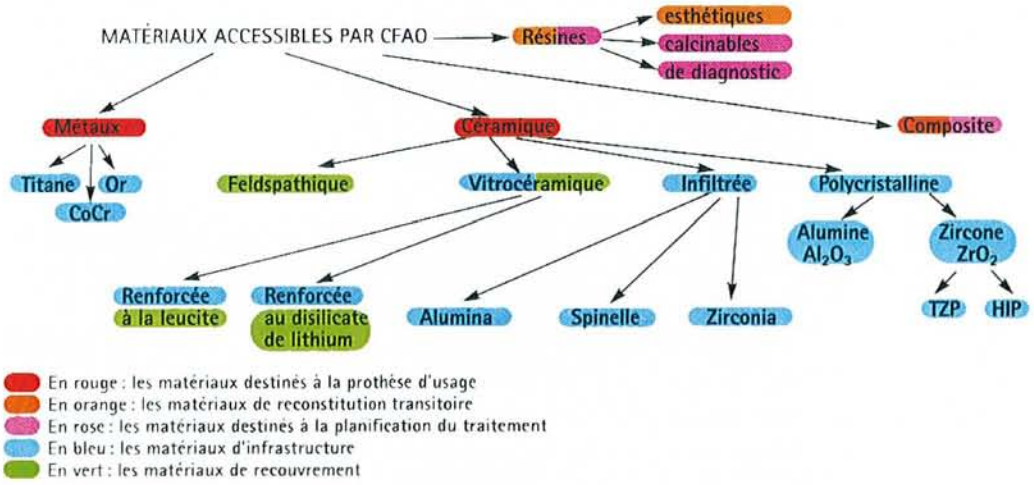
A. Utilisation

Les céramiques usinées sont préparées industriellement sous forme de blocs standardisés destinés à être façonnés par soustraction dans un système spécifique CAO-FAO (Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur). Grâce à l'usinage, on peut concevoir soit la chape (recouverte de céramique cuite) soit l'ensemble de la pièce prothétique (technique monobloc avec maquillage de surface).

Les céramiques usinées sont les seules à mettre en forme les infrastructures par soustraction de matériau, les autres techniques d'élaboration le faisant par addition (cuisson, pressée, frittage et infiltration).

Bremer et Geurtsen ont démontré dans une étude [24] portant sur 50 molaires humaines saines que les dents restaurées par un inlay Cerec® présentaient une résistance à la fracture voisine de celle des dents saines. Cette résistance était moindre pour les dents restaurées par des inlays en céramique Empress®. Ainsi, les céramiques usinées seraient plus solides que leur équivalent fabriqué de manière artisanale.

L'étude in vitro d'Agbodjan sur l'adhésion bactérienne de Prevotella Intermedia démontre que les céramiques CFAO sont de très bonne qualité même après un polissage mécanique [3]. Après glaçage, les céramiques usinées ont un état de surface dénué de micro-cavités de surface comme c'est le cas avec les céramiques cuites ou pressées. L'absence de micro-rétentions en surface empêche l'adhésion bactérienne [74].



Ensemble des matériaux accessibles par CFAO (céramiques, métaux, composites et résines) pour des prothèses d'usage ou transitoires [67]

Tous les types minéralogiques de céramiques sont accessibles en CFAO. On peut usiner de la céramique feldspathique, de la vitrocéramique, de l'In Ceram®, de l'alumine ou de la zircone. Selon le système, l'usinage peut également s'appliquer à des chapes métalliques et aux résines acryliques et composites.

B. Composants d'un système d'usinage CFAO

Tous les systèmes mettent en jeu trois composants interdépendants (scanner, logiciel, machine-outil) et la procédure comporte trois étapes (acquisition, modélisation, usinage).

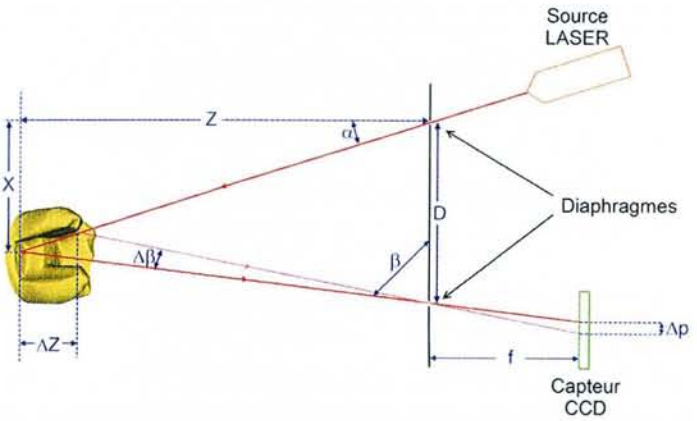
1- L'acquisition des données (saisie) par un scanner transforme les données physiques en données numériques. Le scanner peut être un système optique ou un palpeur mécanique.
2- La conception virtuelle (modélisation) par un logiciel (CAO) permet de visualiser la capture des données et éventuellement de les modifier.
3- L'usinage de la pièce prothétique (FAO) par la machine-outil en fonction du projet établi sur le logiciel.

a. La saisie des données (acquisition)

Le scanner est généralement composé d'un palpeur ou d'un système optique. Il peut aussi, plus rarement être composé d'un laser associé à une caméra.

* Saisie par palpeur : C'est une saisie mécanique qui est employée dans le procédé Procera®. Le palpeur à pointe de saphir entre en contact avec la préparation à analyser et transmet à l'ordinateur les valeurs enregistrées avec une précision de 0,5 µm. L'inconvénient est l'impossibilité d'enregistrer des reliefs importants (congé profond, sillon occlusal trop marqué) et un temps de saisie long.

* Saisie optique : Les systèmes optiques permettent une acquisition plus rapide et plus précise. La détection optique du volume se fait par triangulation active. Le principe repose sur l'enregistrement de la déformation d'un rayon lumineux projeté sur l'élément à analyser. Il consiste en la projection d'un faisceau lumineux à travers un diaphragme et l'observation de ce faisceau à travers un second diaphragme distant du premier par un capteur CCD [131]. Elle est dite active car elle utilise l'illumination de l'objet par une source contrôlée (faisceau colmaté ou laser).



Principe de la triangulation active : le déplacement du faisceau incident sur la surface de l'objet observé induit une variation de distance ΔZ qui entraîne une variation d'angle Δβ, mesurée par le déplacement du faisceau réfléchi Δp mesuré par le capteur CCD [131]

L'acquisition du volume par triangulation peut se faire de plusieurs manières [9] :

- La projection d'un point lumineux : un point lumineux balaye la surface du modèle et se déforme en surface. Cette déformation est enregistrée par une caméra, donnant ainsi la position de chaque point du modèle.

- La projection d'une ligne lumineuse (ou trame): une ligne lumineuse donne un ensemble de points alignés qui sont enregistrés par un capteur. Une trame constituée d'une série de stries est projetée sur le volume à enregistrer. L'observation de cette trame par une caméra CCD spécifique et l'utilisation d'une technique d'interférométrie permettent l'acquisition du volume de l'objet dans un temps très court.
C'est ce procédé qui est utilisé par la caméra endobuccale du Cerec 3® de Sirona.

- Le masque projeté (ou système d'interférométrie optique) : des lignes noires et blanches qui constituent des masques sont projetées. Une séquence de 4 masques projetés successivement permet de relever les points de la surface du modèle.
Les systèmes Everest® (Kavo) et Digident® (Girrbacch) fonctionnent selon ce procédé avec des précisions respectives de 20 et 10 µm.

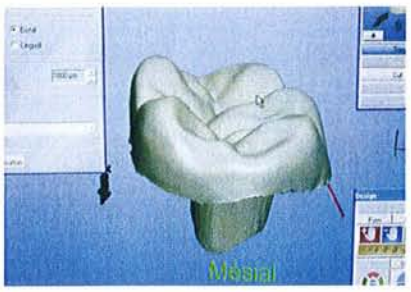
- Le balayage du volume par des lignes issues d'un faisceau laser : des lignes issues d'un faisceau laser sont projetées à la surface de l'objet observé. D'abord, le scannage est effectué sur l'ensemble du modèle, sans préparation. Ensuite, chacune des répliques des préparations est numérisée séparément.
Ce type de saisie est employé dans le système DCS Precident®. L'enregistrement s'effectue au rythme de 300.000 points par minute, ce qui représente 650.000 à 1 million d'images par préparation avec une précision de 5 µm.

b. La conception assistée par ordinateur (modélisation)

Après la numérisation des données, le logiciel va permettre de visualiser la qualité de la préparation (contre-dépouilles éventuelles, parallélisme, etc...). A ce stade, une préparation insatisfaisante peut aboutir à l'abandon du projet. La maquette de la restauration ou de la chape est conçue virtuellement selon les paramètres propres à chaque matériau.

Le logiciel travaille avec des banques de données qui permettent la fabrication selon les recommandations du fabricant concernant l'épaisseur de la chape ou les surfaces des connexions. Des mires permettent d'orienter l'usinage pour que les fraises travaillent dans leur axe idéal.

Le logiciel de conception est propre à chaque système d'usinage. Il permet de visualiser les préparations et les restaurations dans les 3 dimensions et de modifier tous les paramètres jugés utiles (épaisseur des points de contact, forme de la face occlusale, position des intermédiaires de bridge, etc...).



Modélisation d'une endocouronne sur le système Cerec 3D® (document Sirona)

c. La fabrication de la pièce prothétique (usinage)

C'est la dernière étape où la chape est matérialisée par soustraction de matériau dans une machine-outil. C'est un processus plus ou moins long qui dépend surtout de la structure plus ou moins dense du bloc d'usinage. La zircone HIP (totalement frittée) est plus longue à usiner que la zircone non-HIP (pré-frittée). L'usure des fraises est également liée à la structure du bloc. Les contrôles d'usure des fraises sont pris en compte pendant l'usinage garantissant une précision d'une dizaine de microns. A la sortie de la machine-outil, la pièce doit être décontaminée du liquide de fraisage.

Usinage d'un Vitabloc MKII® dans une machine Cerec 3® pour la réalisation d'une endocouronne [63]

C. Classification des systèmes d'usinage

On peut classer les systèmes CFAO en deux grandes catégories [55] :

- Les appareils à prise de vue endobuccale destinés à réaliser des restaurations semi-directes dans les cabinets dentaires, comme le Cerec 3® et le MC XL® (version praticien).

- Les appareils à prise de vue extrabuccale sur modèle destinés à réaliser des restaurations indirectes dans les laboratoires, comme le Cerec 3® et le MC XL® inLab.

Il existe deux sous-types d'appareils à prise de vue sur modèle :

* *Les copieurs* qui utilisent la technique de réplication. Ils obligent le passage à une maquette en cire ou en résine élaborée par le prothésiste selon les techniques classiques. Cette maquette sera ensuite scannée par palpage ou par système optique et usinée par la machine-outil. Leur intérêt est limité puisque le prothésiste doit effectuer une manipulation longue.

* *Les créateurs* qui utilisent les capacités du logiciel de modélisation numérique. Il faut lui fournir le modèle positif unitaire de la préparation, les dents adjacentes (pour les points de contacts) et les dents antagonistes (pour l'occlusion).

Les appareils de prise de vue sur modèle peuvent être réunis au sein du même laboratoire ou déportés en deux endroits (cabinet ou laboratoire et centre spécialisé) voire trois endroits (cabinet, laboratoire et centre spécialisé).

L'avenir tendra à rendre indépendant chaque unité du système d'usinage, où les différents composants seront compatibles entre eux.

D. Le système CEREC®

Le 19 septembre 1985, le premier inlay en céramique usiné par Cerec 1® a été collé sur un patient [129]. Le premier Cerec 1® a été commercialisé en 1987 grâce au travail de Mörmann et Brandestini [160]. Le système a ensuite évolué en Cerec 2® en 1993 puis en Cerec 3® en 2001. Le système actuel est le Cerec 3® associé au logiciel Cerec 3D®. C'est l'appareil dominant qui recouvre 95 % du marché de la CFAO dentaire toutes disciplines confondues. La CFAO s'étend maintenant à l'implantologie et à l'orthodontie.

a. Scannage des données

Les 2 techniques de réalisation indirecte et semi-directe, sont basées sur un scannage de la préparation à l'aide d'un système optique par points. La différence est que pour la technique directe, l'empreinte optique est réalisée dans la cavité buccale alors que dans la technique indirecte l'empreinte est réalisée sur un modèle. De nombreux blocs de céramiques sont compatibles avec le système Cerec®, c'est le système le plus polyvalent.

La précision du système dépend de 2 facteurs :
- La résolution de la caméra est de 25 µm.
- La reproductibilité des résultats de l'unité d'usinage est de +/- 30 µm.

Ainsi le système Cerec® offre une précision de +/- 55 µm.

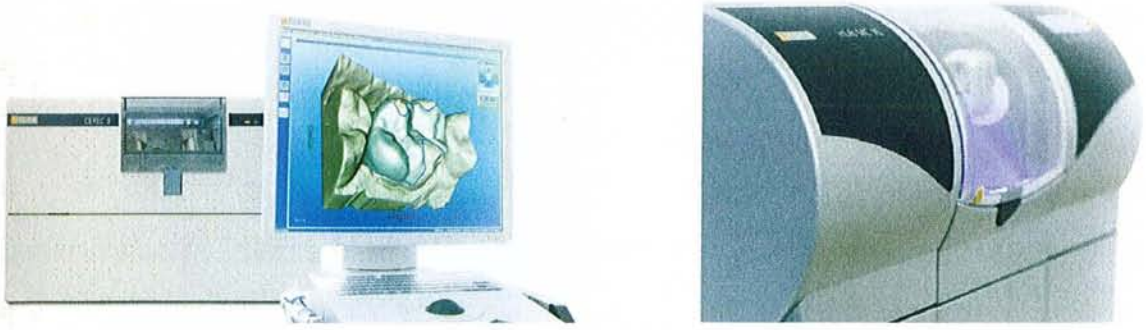
b. Logiciel

La dernière version du logiciel Cerec 3D® permet de visualiser l'occlusion statique et dynamique du patient et de les utiliser pour la conception de la face occlusale de la restauration. La fonction « bases de données dentaires » permet au logiciel de sélectionner les données adéquates en fonction du cas clinique. La fonction « corrélation » réalise la copie exacte d'une surface dentaire existante. La fonction « reproduction » réalise la mise en place manuelle sur la préparation de toute surface occlusale enregistrée avec l'empreinte (dent controlatérale, modèle). La fonction « antagoniste » représente l'empreinte de la dent antagoniste dans les mouvements statiques d'ouverture/fermeture « virtuelle ». La fonction « articulation » représente l'empreinte de la dent antagoniste dans les mouvements dynamiques en cas de fonction de groupe postérieure (FGP).

En combinant les différentes fonctions offertes par le logiciel on peut dessiner à l'écran en mode manuel, semi-automatique ou automatique des faces occlusales fonctionnelles, afin de minimiser au maximum les retouches post-collage.

c. Machine-outil

En Europe, le Cerec® est le seul système qui permet d'usiner des prothèses au cabinet sans passer par le laboratoire. Deux versions du Cerec® sont disponibles : le Cerec® « praticien » et le Cerec InLab®. Ils sont disponibles en deux tailles appelées Cerec 3® (« classique ») et Cerec 3 MC XL®. Ainsi le Cerec® permet de concevoir des restaurations unitaires en une seule séance en technique semi-directe. La pièce usinée sera maquillée en surface. La technique semi-directe est dénommée CDC (CFAO Directe Cerec) [63].



Les 2 versions du Cerec® « praticien » pour l'usinage en technique semi-directe. A gauche le Cerec 3® « classique » et à droite le Cerec MC XL® plus performant

Sur le système Cerec 3®, les deux fraises sont étagées et leur extrémité mesure 1 mm de diamètre seulement :

Fraises étagées du Cerec 3®

E. Le système PROCERA®

Il a été mis au point en Suède par Anderson et Oden en 1993 [160]. Cette technique a été inspirée par l'utilisation par Branemark du titane en implantologie. L'enjeu était de réaliser des reconstructions hautement biocompatibles afin de constituer un ensemble homogène entre l'implant et la pièce prothétique. C'est l'usinage qui a permis d'obtenir une précision indispensable à la réalisation des éléments prothétiques. Les implants ayant une mobilité très faible dans l'os, la précision d'adaptation de la restauration doit être la plus parfaite possible pour minimiser les risques de fracture. La FAO associée à l'électro-érosion a permis la réalisation de cupules en alumine pures à plus de 99,2 %.

Ce procédé permet la fabrication de couronnes et bridges céramo-céramiques dento-portés ou implanto-portés, ainsi que des facettes dans le but de masquer des colorations de la dent sous-jacente (dents colorées par les tétracyclines réfractaires au blanchiment, dents dépulpées). A noter que le système Procera® permet également la conception de piliers implantaires en titane.

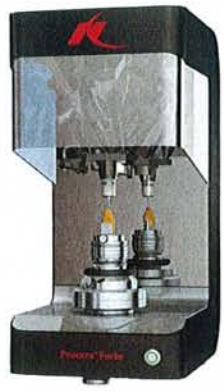
Les prothèses Procera® sont de type céramo-céramique avec une infrastructure en céramique alumineuse pure ou en zircone pure et une céramique cosmétique compatible sus-jacente. *La version alumine AllCeram* peut être utilisée dans les bridges pour 4 éléments maximum. L'épaisseur de l'infrastructure est comprise entre 0,5 et 0,6 mm. Il a été démontré qu'il n'y avait pas de différence significative de résistance à la fracture entre une chape de 0,5 mm d'épaisseur et une chape de 0,7 mm d'épaisseur. Il existe des chapes d'une épaisseur de 0,4 mm appelées « translucent » et « white » lorsqu'il existe d'importants impératifs esthétiques. *La version zircone AllZircon* (zircone HIP d'une résistance de 1200 MPa en flexion) est utilisée lorsqu'il existe d'importants impératifs biomécaniques comme pour un bridge de grande portée (bridge complet possible).

Il y a 10 étapes de réalisation :

1/ L'empreinte clinique classique est réalisée puis envoyée à un laboratoire de prothèse qualifié dans le système Procera®.

2/ Le die est séparé du modèle et détouré.

3/ La préparation est enregistrée par un scanner sur le maitre-modèle. Le scanner est un détecteur mécanique de formes, doté d'une sonde d'enregistrement rétractable dont le palpeur est constitué d'un saphir. Ce palpeur est d'une précision de +/- 0,5 µm. Le modèle positif unitaire est placé sur une table tournante munie d'un support orientable afin de le positionner dans les 3 dimensions. La rotation de l'objet au contact de la tête de lecture sous une pression de 12 grammes permet la détection précise des contours. Cette procédure dure de 3 à 5 minutes et s'arrête automatiquement une fois la préparation enregistrée complètement. Il existe deux scanners Procera® travaillant tous les deux par palpage mécanique : le Piccolo® et le Forte®. Le Procera Piccolo® permet le scannage des éléments unitaires donc les préparations pour couronne et facette. Le Procera Forte® permet de scanner des piliers de bridges dento-portés et implanto-portés.



A gauche, le scanner Procera Piccolo® et à droite le Procera Forte®

4/ La chape est élaborée virtuellement de deux manières différentes :

- *Soit avec le logiciel Procera® CADD* (Computer Aided Dental Design) qui gère la saisie et la reproduction des données sur l'écran. Il permet au prothésiste de visualiser la future infrastructure prothétique dentaire ou implantaire, point par point, en 3 dimensions, en le faisant pivoter sur son axe.
- *Soit par l'intermédiaire d'un waxing* dont la forme de contour va être numérisée. Cette technique est utilisée pour compenser des axes défavorables en jouant sur les épaisseurs. C'est ici la technique du double scannage puisque ce waxing va être scanné (futur extrados de la chape).

5/ Les données informatiques sont transmises par modem à une station de travail scandinave basée à Stockholm (Procera® Sandvik Stockholm).

6/ Les données recueillies vont permettre l'élaboration d'un second modèle positif unitaire dans un matériau semi-dur réfractaire dont la composition est gardée secrète par le fabricant. Ce die est agrandi de 20 % de manière à compenser la contraction volumétrique de l'alumine lors de la cuisson ultérieure (frittage complet).

7/ L'intrados de l'infrastructure (appelée cupule) est obtenue par frittage. De la poudre d'alumine Al_2O_3 de très grande pureté (plus de 99,2 %) va être obtenue par compaction sous très haute pression dans un four industriel à une température comprise entre 1600 et 1700 °C pendant 3 heures. On obtient une structure sans porosité avec une résistance mécanique très élevée et avec une adaptation marginale très élevée. Les finitions de la cupule sont réalisées à l'unité de production et vont éliminer certaines irrégularités au niveau de l'intrados. Ces irrégularités sont supprimées par meulage sous irrigation.

8/ L'extrados de la cupule est façonnée par fraisage dans l'unité de meulage Procera® en fonction de l'option choisie (logiciel CADD ou waxing).

9/ La cupule terminée est renvoyée au laboratoire 48 heures après que la transmission des données ait été effectuée. Le prothésiste va contrôler l'ajustage cervical, la sabler à l'oxyde d'alumine et la nettoyer aux ultrasons.

10/ La céramique cosmétique est montée sur l'infrastructure d'alumine : c'est l'émaillage. Cette infrastructure ayant une température de fusion supérieure à 1600 °C, la cuisson de la céramique cosmétique n'affecte en rien sa structure et sa résistance mécanique. Le prothésiste doit choisir une céramique compatible avec la structure alumineuse, c'est-à-dire avec un coefficient de dilatation thermique proche de celle de l'oxyde d'alumine ($7x10^{-6}$ µm/ml). Andersson et Oden ont montré que l'interface entre la céramique cosmétique et l'alumine ne montre pas de porosité et évoquent la nature ionique de leur liaison chimique [6].

F. Panorama des systèmes d'usinage

De nombreux systèmes existent ou ont existé sur le marché. Certains systèmes ne peuvent usiner qu'un seul type de matériau. Par exemple, le Lava® System et le Cercon® ne peuvent usiner que des chapes en zircone. Le Cerec® est le système le plus polyvalent pour les matériaux céramiques. Le DCS Precident® est le système le plus polyvalent pour

l'ensemble des matériaux (céramique, métal, résine). Certains systèmes comme le Celay® usinent la pièce en copiant la restauration façonnée en résine.

Nom commercial	Inlay	Onlay	Couronne	Bridge	Facette
Ceha WHITE ECS®			X		
Celay®			X	X	
Cercon®	X	X	X	X	
Cerec®	X	X	X	X	X
Cicero®			X	X	
Cynovad Pro 50®	X	X	X	X	
DCS Precident®	X	X	X	X	X
DiGident®	X		X	X	
EDC®			X	X	
Etkon®			X	X	
Everest®	X	X	X	X	
GN-1®	X		X		
Lava®			X	X	
Procera®			X	X	X
WOL-CERAM®			X	X	
Zeno Wieland®			X	X	

Systèmes CFAO et types de restauration (en gras les plus utilisés) [9]

G. Les blocs d'usinage

Chaque bloc est spécifique à un système d'usinage particulier. Il faut donc chercher des blocs compatibles avec un système donné, ce qui complique le choix du matériau. L'usinage recoupe tous les matériaux céramiques existants.

Le Cerec 3® est compatible avec les blocs suivants :

- En céramique feldspathique renforcée à la sanidine: Vitablocs Mark II® (MKII®), TriLuxe®, TriLuxe Forte®, Esthetic Line®, Sirona CEREC blocs®.
- En vitrocéramique renforcée à la leucite : Empress CAD®, ProCAD®.
- En vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium : IPS e.max CAD®, VP 2297®.
- En céramique In Ceram : BLANKS Spinell® / Alumina® / Zirconia®.
- En alumine : In Ceram AL®, Sirona InCoris AL®.
- En zircone stabilisée à l'yttrium : IPS e.max ZirCAD, In Ceram YZ®, Sirona InCoris ZR®.

Vita commercialise 4 types de blocs d'usinage en céramique feldspathique. Il y a d'abord les Vitablocs Mark II® qui sont les plus anciens, ils datent de l'époque Cerec 2®. Ils sont monochromatiques avec une teinte correspondante à celle de la dent.

Les Vitablocs Esthetic Line® sont destinés à des dents claires. Ensuite, il y a les Vitablocs TriLuxe® qui sont polychromatiques. Les teintes sont différentes pour chaque zone de la dent (émail, dentine, collet). Enfin, il y a les Vitablocs TriLuxe Forte® qui d'après le fabricant, ont une transition chromatique plus subtile, une zone cervicale plus saturée et une fluorescence accrue au niveau des collets. Leurs faibles propriétés mécaniques limitent leur utilisation aux restaurations (monolithiques) partielles et aux facettes. Les restaurations périphériques unitaires ou les endocouronnes en monobloc peuvent aussi être envisagées si le cas clinique est favorable.

Depuis janvier 2007, Sirona (fabricant du Cerec®) fabrique ses propres blocs de céramique feldspathique (Sirona CEREC blocs®) et polycristalline (InCoris® AL et ZR).

Blocs d'usinage en vitrocéramique et céramique feldspathique destinés au système Cerec®. On peut noter la couleur particulière du bloc IPS e.max CAD® qui après usinage devra être densifié secondairement par cristallisation

Blocs d'usinage Esthetic Line et Mark II® dans les différentes teintes du 3D Master®

Blocs d'usinage Vita In Ceram® (Alumina®, Spinell® et Zirconia®) et zircone (YZ®)
Leur couleur blanche indique qu'ils sont seulement pré-frittés

Les blocs de céramique polycristalline (alumine et zircone) peuvent être totalement densifiés ou seulement pré-frittés. Voyons quels blocs commerciaux sont partiellement et totalement frittés :

Blocs	Zircone Y-TZP	Alumine	In Ceram®	Vitrocéramique
Pré-frittés	Cercon® DC-Zirkon® IPS e.max ZirCAD® LAVA Frame® Vita YZ®	Vita AL®	In Ceram® BLANKS Alumina, Spinell, Zirconia	IPS e.max CAD®
Totalement densifiés	Denzir® Everest ZH-Blanks® DC-Zirkon® Procera AllZircon®	Procera AllCeram®	-	Vitablocs Mark II® Vitablocs TriLuxe® ProCAD® Empress CAD® Digiceram L® Everest G-Blanks®
Post-traitement*	Post-frittage de la zircone non HIP	-	Infiltration de la phase vitreuse après usinage	Cristallisation

* concerne seulement les blocs pré-frittés densifiés secondairement après usinage

Blocs d'usinage classés selon leur porosité et éventuels post-traitements

Les blocs pré-frittés ont une teinte qui diffère totalement avec celle des blocs totalement frittés. Par exemple, les blocs IPS e.max CAD® ont une couleur qui varie du gris au violet (voir photo). Après l'usinage, les blocs vont subir un traitement thermique de cristallisation secondaire.

Pour la zircone HIP, la structure est totalement densifiée donc le bloc a une teinte colorée adaptée à la dent à restaurer. Les agents de coloration ont été ajoutés dans la poudre au cours du processus de fabrication industrielle (pressage isostatique).

Pour la zircone non HIP, le bloc montre la couleur naturelle de la zircone qui varie du blanc à l'ivoire. Après l'usinage, il faut colorer la chape avec des colorants en différentes teintes permettant de colorer la zircone par imprégnation de la structure pré-cuite avant densification complète à 1300-1500 °C. Les colorants peuvent contenir des dopants de type oxyde de fer (Fe_2O_3), oxyde de bismuth (Bi_2O_3), oxyde de cérium (CeO_2), oxyde d'yttrium (Y_2O_3), oxyde d'erbium (Er_2O_3) ou oxyde de praséodime (Pr_6O_{11}).

Après densification totale de l'infrastructure en zircone, certains systèmes nécessitent l'application d'une couche de liner avant la stratification, précédée ou non d'une couche de bonder.

Le liner existe en différentes teintes et assure une bonne transition optique. Le bonder permet d'assurer une bonne cohésion avec la céramique cosmétique et améliore le comportement dilatométrique de l'ensemble par ajout d'une couche intermédiaire entre le cosmétique et la zircone.

Pour les blocs d'usinage de la gamme In Ceram®, un post-traitement avec infiltration par du verre est nécessaire pour obtenir la pièce définitive, de la même manière que pour la technique artisanale. Il est à noter que certains blocs en céramique polycristalline (In Ceram AL®, In Ceram YZ®) portent le nom In Ceram alors qu'ils n'ont rien à voir avec le système du même nom.

II.6.4.4.5. Les céramiques cosmétiques cuites sur infrastructure

A. Technique de maquillage (coloration de surface)

C'est la technique de caractérisation la plus simple et la plus rapide. Elle s'applique sur des restaurations dites monobloc (restaurations partielles et couronnes périphériques) conçues exclusivement en vitrocéramique pressée. De minces couches de céramique, de pigments et colorants sont appliqués en surface jusqu'à l'effet optique recherché puis la pièce est glacée par une dernière cuisson. L'inconvénient majeur de cette technique est que les colorations de surface ne masquent pas la céramique sous-jacente, d'où l'impossibilité de l'utiliser avec les céramiques polycristallines. Le risque est aussi de faire disparaître les colorations lors de retouches occlusales importantes.

Depuis peu, on peut aussi caractériser des vitrocéramiques surpressées sur une armature en zircone. Une chape ZirCAD® est surpressée par ZirPress et un maquillage est réalisé en surface.

B. Technique d'émaillage (stratification)

C'est la technique la plus couramment utilisée et la plus efficace. Elle s'applique sur des restaurations céramo-céramiques avec une chape en vitrocéramique, In Ceram, alumine ou zircone. La chape représente environ 75 % du volume prothétique et la céramique vient recouvrir les 25 % restants. L'habileté du prothésiste et les propriétés optiques des nouvelles céramiques cosmétiques permettront de recréer les teintes et les effets optiques dignes d'une dent naturelle (fluorescence, opalescence). Ce système offre des combinaisons de couleur et d'effets infinis entre l'infrastructure et son recouvrement. Une teinte très différente entre les deux composants permet au prothésiste de composer avec toutes les diverses possibilités, elles-mêmes dépendantes des épaisseurs des composants [116]. C'est la technique à privilégier dans tous les cas cliniques.

II.6.4.4.6. Les céramiques cosmétiques pressées sur infrastructure

Les nouvelles restaurations à trois composants mettent en œuvre une surpressée d'une infrastructure en zircone avec une vitrocéramique, elle-même recouverte par une seconde céramique de recouvrement, ou seulement maquillée en surface. On peut citer le procédé e.max ZirPress® qui recouvre une chape zircone (e.max ZirCAD® ou autre) et qui est recouvert par e.max Ceram®. La vitrocéramique pressée et la vitrocéramique de recouvrement se partagent l'espace restant entre la chape et les tissus antagonistes. La céramique de surpressée a une résistance mécanique à la flexion très inférieure à celle de la zircone et légèrement supérieure à celle de la céramique de recouvrement. Elle permet une meilleure transition optique et mécanique entre la céramique supérieure et la chape interne. L'inconvénient est la complexification des procédures d'élaboration. Les fabricants sont toujours à la recherche du système qui permettra le photomimétisme idéal parfois au détriment de la simplicité des procédures d'élaboration.

II.6.5. Propriétés des matériaux céramiques

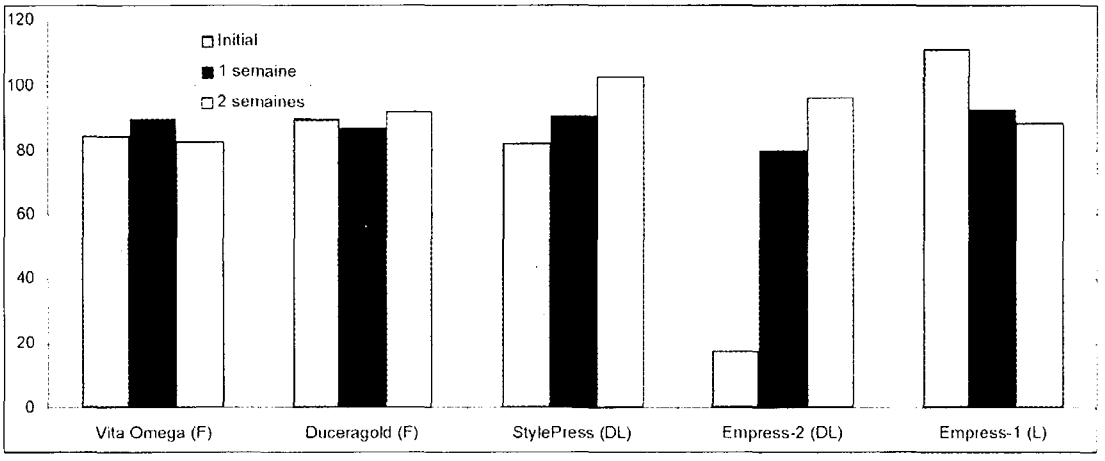
Les propriétés intrinsèques aux matériaux céramiques constituent l'une des clés de réponse à la biocompatibilité et à la biofonctionnalité de la prothèse. Les propriétés biologiques caractériseront la biocompatibilité et leur comportement inerte dans les fluides buccaux. Les propriétés physiques caractériseront le comportement du matériau aux forces statiques et dynamiques. Les propriétés chimiques interviendront au niveau de l'interaction entre la prothèse et son environnement. Les propriétés optiques caractériseront la transmission de la lumière par la céramique. Ces propriétés physico-chimiques sont intimement liées à la structure chimique de la céramique ainsi qu'à son mode d'élaboration.

II.6.5.1. Propriétés biologiques

Comme les reconstitutions métalliques ou céramo-métalliques, les reconstitutions en céramique sont au contact de la gencive et de la salive pour une période longue [125]. Les céramiques utilisées pour la réalisation des prothèses dentaires appartiennent à la famille des biomatériaux céramiques inertes c'est-à-dire avec une réactivité nulle et aucune solubilité [9].

Néanmoins, cette biocompatibilité a été présumée à partir de travaux portant sur les céramiques feldspathiques conventionnelles et non sur les céramiques modernes qui n'ont pas été testées avec la même précision que les alliages métalliques ou les composites [125].

Une étude in vitro sur 5 céramiques (2 feldspathiques conventionnelles, 2 à base de disilicate de lithium pressée et 1 à base de leucite pressée) en contact direct avec les fibroblastes a été menée en comparant la modification de l'activité de la succinate déshydrogénase mitochondriale des fibroblastes.



Pourcentage d'activité de la succinate déshydrogénase mitochondriale, par rapport à un témoin négatif, de céramiques feldspathiques conventionnelles (F), à base de disilicate de lithium (DL) et à base de leucite (L), au stade initial, à 1 et 2 semaines [125]

On remarque que les deux céramiques conventionnelles ont une réponse relativement proche. Par contre, au stade initial une des deux céramiques à base de disilicate de lithium présente une réponse biologique peu favorable avec une diminution importante de l'activité mitochondriale. Avec le temps, cette activité mitochondriale retrouve des valeurs comparables à celles des autres céramiques. Ainsi, dans une même famille minéralogique de céramique, toutes n'ont pas les mêmes propriétés biologiques. Des études précises devraient donc être réalisées, matériau par matériau [125].

Une autre étude [178] compare la biocompatibilité des céramiques (Vitadur Alpha®, Vita VMK 95®, Empress Dentin®, Duceratin T®, Duceratin D®) par rapport aux alliages métalliques (Au-Ag, Cr-Co, Au-Pd) et aux métaux purs (Ti, Cu, Ag), en quantifiant l'activité de la succinate déshydrogénase mitochondriale des fibroblastes. Les alliages servent de points de comparaison en raison de leur recul clinique ancien. Les fibroblastes ne sont pas au contact direct des céramiques mais avec leurs produits de relargage. Toutes les céramiques testées présentent des propriétés biologiques comparables voire supérieures à celles des alliages métalliques. Cette étude prouve que les céramiques relarguent très peu de matières et qu'elles ne sont pas toxiques [178].

Selon certains auteurs, c'est l'état de surface et non la composition chimique de la céramique qui serait la cause de leur mauvaise biocompatibilité [12].

Concernant la biocompatibilité des céramiques plus récentes comme l'alumine ou la zircone, les études cliniques sont moins nombreuses. Une étude compare 8 céramiques parmi lesquelles une zircone stabilisée à l'yttrium Y_2O_3 (Denzir®). L'étude montre qu'il n'y a aucune cytotoxicité significative pour les vitrocéramiques et la zircone [198]. Dans le domaine orthopédique où l'alumine et la zircone sont utilisées dans les implants, il est actuellement clairement démontré que l'alumine et la zircone sont hautement biocompatibles et qu'elles n'altèrent pas la prolifération cellulaire, ne modifient pas les synthèses d'ADN, et n'entraînent pas d'action mutagène ni d'effet carcinogène [40,90]. Néanmoins, les tests ont été effectués avec des ostéoblastes qui n'ont pas une réponse parfaitement identique à celle des fibroblastes. La majorité des auteurs considèrent toutes les céramiques comme biologiquement inertes.
« La biocompatibilité est augmentée par la suppression de métal » (Laurent et al.) [106].

II.6.5.2. Propriétés physico-chimiques

Ce sont les propriétés physico-chimiques qui vont déterminer l'utilisation prothétique clinique qui pourra en être faite. Cliniquement, on doit chercher à obtenir la pérennité du travail prothétique, c'est-à-dire un comportement mécanique résistant sous les contraintes, une stabilité de sa structure, et la qualité du rendu esthétique quelles que soient les conditions environnementales.
Les céramiques ont une très bonne résistance à la compression, une résistance à la flexion moyenne et une résistance à la traction très faible. En situation clinique, ce sont les résistances à la compression et surtout à la flexion qui restent primordiales.

Tous les matériaux (médicaux ou non) ont des propriétés physiques et chimiques dont les méthodes d'essai sont régies dans une normalisation internationale ISO. Les céramiques dentaires sont régies par la norme ISO 6872.

➢ La résistance mécanique en compression

La compression est une contrainte mécanique équivalente à l'action d'une force qui exerce une pression à chaque extrémité d'une poutre rectiligne. Elle est comprise entre 300 et 900 MPa, l'émail et la dentine ayant une résistance respective de 500 et 230 MPa. La compression est bénéfique aux matériaux céramiques car elle permet de fermer les microfissures naissantes dans l'épaisseur du matériau empêchant ainsi sa fracture. Les préparations pour une reconstitution tout céramique doivent être aménagées de manière à ce que les forces occlusales fassent travailler la céramique en compression et non en flexion. Ainsi, la limite cervicale doit être large (1,2 à 1,5 mm) avec une forme d'épaulement à angle interne arrondi.

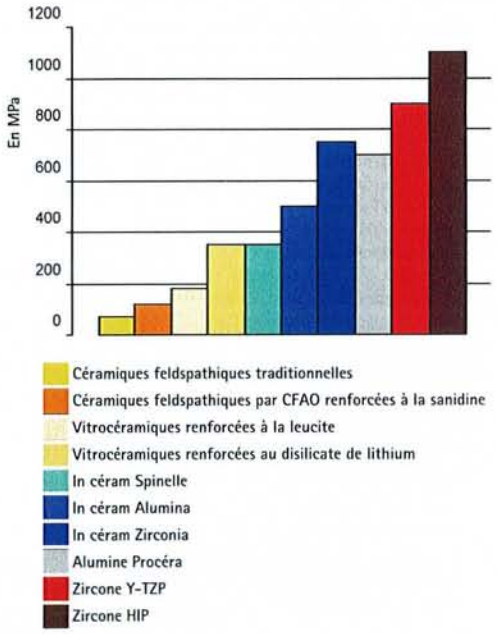
➢ La résistance mécanique en flexion

La flexion est la déformation d'un objet qui se traduit par une courbure, sans allongement de sa structure. C'est le paramètre le plus couramment utilisé pour comparer les différents systèmes céramiques.

Deux tests normalisés existent pour les applications dentaires (ISO 6872) [9] :

- La flexion 3 points : un barreau de matériau à tester repose sur deux appuis et une charge est appliquée au centre de l'éprouvette.
- La flexion biaxiale : un disque de matériau repose sur trois billes en acier placées à 120° et une charge est appliquée au centre de l'éprouvette.

On mesure ainsi la contrainte appliquée lors de la rupture du matériau, en MPa :



Résistance des matériaux céramiques en flexion biaxiale [67]

La résistance mécanique en flexion est-elle un bon indicateur de la résistance à la fracture d'une restauration c'est-à-dire un moyen imparable de prédire la longévité d'une restauration ? Même si c'est un paramètre très important, il n'est pas infaillible. Pour preuve, une étude de Stappert de 2007 [185] compare la résistance à la fracture de restaurations partielles (type couronnes partielles) collées au Variolink II® sur des prémolaires maxillaires. Les matériaux céramiques utilisés sont : l'IPS Empress® (pressé), l'e.max Press® (pressé) et le ProCAD® (usiné au Cerec 3®). Les restaurations sont placées en simulation thermo-mécanique. Ce sont les restaurations ProCAD® qui ont obtenu la meilleure résistance à la fracture. Or, la résistance à la flexion du ProCAD® est

d'environ 200 MPa (leucite) contre 400 MPa pour l'e.max Press (disilicate de lithium). Ainsi, on peut très bien imaginer que des restaurations partielles collées usinées, d'une résistance à la flexion inférieure à celle de restaurations en céramique pressée, soient plus résistantes à la fracture. L'étude ne portait que sur 64 molaires maxillaires ce qui est un échantillon assez faible pour considérer le résultat comme généralisable.

Pour les restaurations partielles en céramique, le surplomb proximal ne peut pas dépasser 2 mm car sinon les forces de flexion seraient trop importantes sur la céramique non soutenue et aboutiraient à une fracture. Pour un surplomb proximal important, une chape métallique est indispensable.

- **La résistance mécanique en traction**

La traction est représentée par un allongement longitudinal du matériau lorsqu'on tire de chaque côté.

Les céramiques sont très peu résistantes à la traction, environ 25 MPa pour les céramiques feldspathiques. Ceci est lié à la nature chimique minérale des céramiques avec une forte cohésion interne (liaisons ioniques) et donc une grande fragilité. Sous l'effet d'une traction, la céramique casse net car la capacité de déformation est très limitée. Une restauration est heureusement soumise à très peu de forces de traction.

- **Le module d'élasticité de Young**

Il exprime le rapport entre la contrainte appliquée et la déformation subie par le matériau (rigidité du matériau). Les céramiques se caractérisent par leur fragilité c'est-à-dire qu'elles vont se fracturer sous les contraintes avec une déformation à la rupture très faible. Elles ne peuvent pas s'adapter à une déformation de plus de quelques micromètres. Contrairement aux métaux qui ont un large domaine de plasticité, les céramiques fracturent brutalement. Quand une contrainte est appliquée sur un échantillon de céramique, la déformation est de type linéaire, sans aucune déformation plastique, jusqu'à ce que la contrainte de rupture soit atteinte. Ainsi, les céramiques ont un module de Young plus élevé que celui des métaux [9].

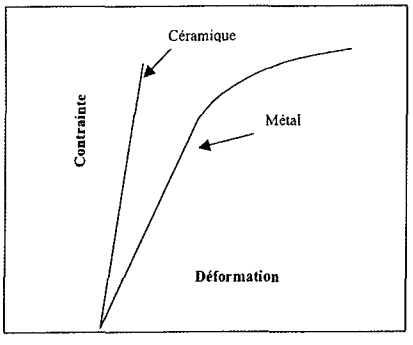
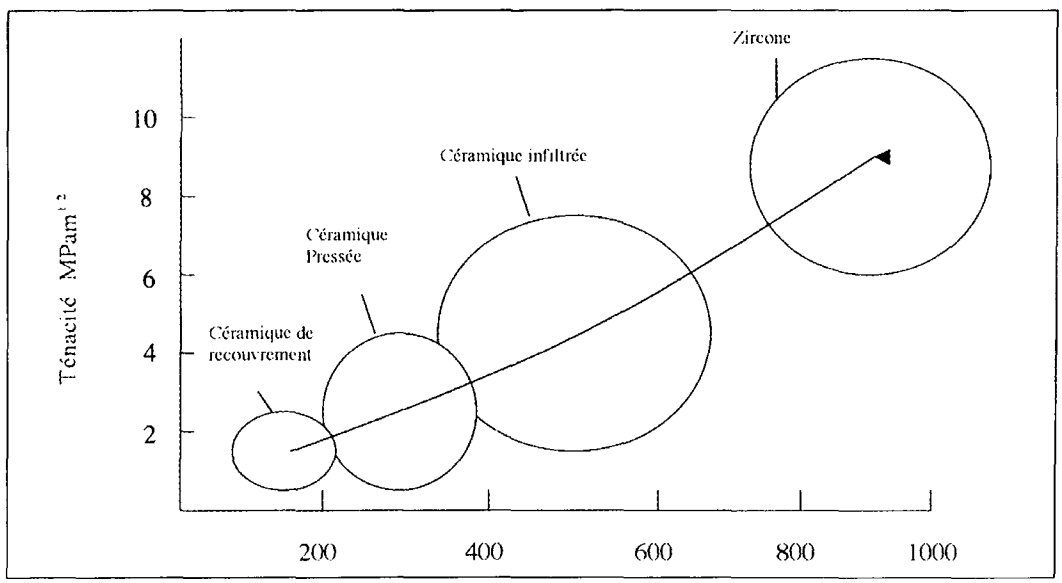


Diagramme contrainte/déformation d'une céramique et d'un métal [9]

➢ La ténacité

Les céramiques sont caractérisées peur leur fragilité c'est-à-dire leur facilité à casser net sous une contrainte. Cette fragilité est due à la faible énergie nécessaire à les fracturer. Dans un matériau céramique, quand une fissure atteint la taille critique, elle se déplace instantanément sans perte d'énergie. Dans le cas d'un métal ayant la même résistance mécanique en flexion, compte tenu de sa plasticité (matériau ductile), la fracture nécessitera une énergie beaucoup plus importante en raison de la déformation qu'il subira avant de casser.

La ténacité est aussi nommée tenue au choc ou encore résistance à la propagation des fissures. Elle est mesurée par le coefficient d'intensité de contraintes noté K_1c. Plus ce coefficient est élevé, plus la taille de la fissure critique engendrant une rupture totale est élevée. L'unité de mesure de la ténacité est le MPa.√m ou MPa.m$^{1/2}$. La ténacité des matériaux céramiques est de 0,7 à 10 alors qu'il est de 100 pour un acier. Il existe une corrélation entre la résistance mécanique à la flexion et la ténacité :



Corrélation entre la ténacité et la résistance mécanique à la flexion pour les différentes familles de céramiques [9]

Une infrastructure en zircone sera environ 9 fois plus tenace que sa céramique de recouvrement, 3 fois plus tenace qu'une céramique pressée et 2 fois plus qu'une céramique In Ceram®. C'est pour cette raison que la zircone est le matériau le plus résistant à la fatigue à l'heure actuelle et qu'il est employé dans les restaurations plurales, y compris pour les longues portées et les ancrages implantaires.

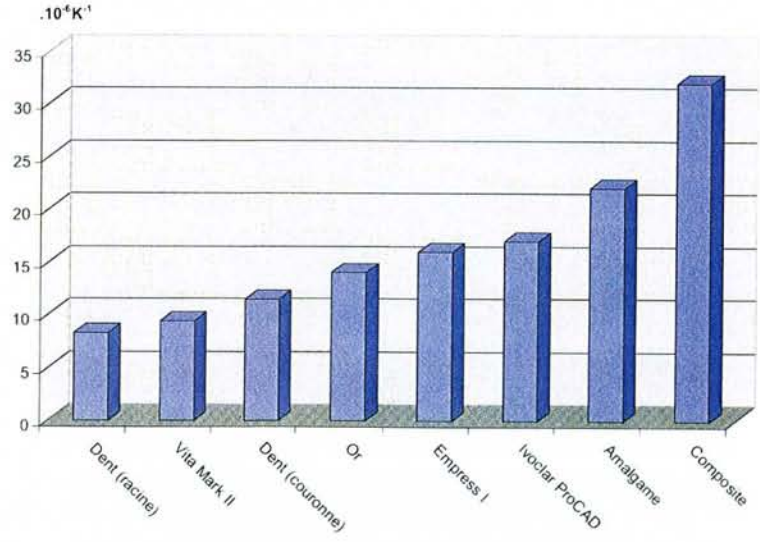
➢ Le coefficient de dilatation thermique

Il s'agit de l'évolution dimensionnelle d'un matériau en fonction de la variation de température. Un dilatomètre mesure en microns la variation de longueur d'un barreau de matériau à tester à l'aide de capteurs positionnés à chaque extrémité de l'échantillon.

Il est exprimé sous la forme 10^{-6} °C^{-1}. Plus la valeur de ce coefficient est élevée, plus le matériau aura tendance à se dilater lors de la cuisson, et plus il aura tendance à se rétracter lors du refroidissement.

Ce coefficient est important à connaître à deux niveaux :

- *Dans les systèmes céramo-céramiques* où la céramique d'infrastructure et la céramique de recouvrement doivent avoir des coefficients de dilatation thermique les plus proches possibles afin d'éviter des fêlures de dilatation lors de la cuisson. Le cas idéal est lorsque le coefficient de la céramique de recouvrement est légèrement supérieur à celui de la céramique d'infrastructure de manière à mettre l'armature prothétique en compression légère lors du refroidissement. Dans le cas de la zircone, après densification de l'armature, certains systèmes utilisent des bonders permettant d'améliorer le comportement dilatométrique de l'ensemble.
- *Dans sa mise en place dans une cavité*, il est important que les matériaux céramiques aient un coefficient proche de ceux des tissus dentaires. Dans le cas contraire, chaque augmentation ou diminution de la température buccale provoquerait des tensions au niveau du joint dento-prothétique mettant en péril la longévité de la reconstitution.



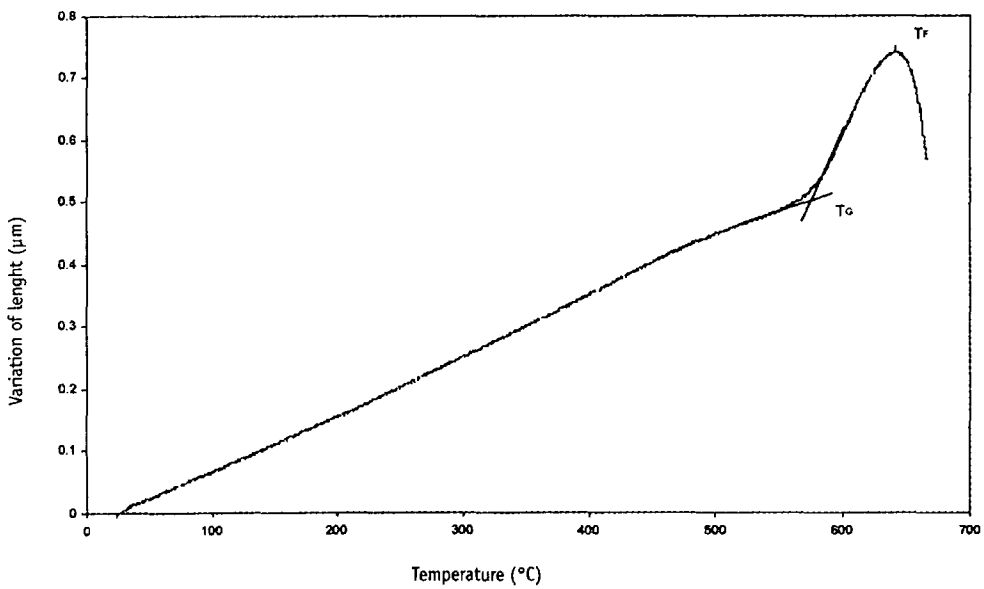
Coefficient de dilatation thermique de la dent et de certains matériaux de restauration courants [130]

Plus les coefficients de dilatation thermique du matériau de restauration et des tissus dentaires sont proches, moins les interfaces seront sollicitées lors des changements de température buccale. Les céramiques ayant le coefficient le plus favorable sont les céramiques feldspathiques. Les blocs Vita Mark II® sont des blocs de céramique feldspathique destinés à être usinés dans une machine CFAO type Cerec®, parfaitement adaptés du point de vue de la dilatation thermique aux tissus dentaires. Les matériaux les moins favorables sont les composites et dans une moindre mesure l'amalgame.

- **La température de cuisson**

Elle correspond à la température à laquelle le prothésiste va cuire le matériau afin de le densifier (frittage) et d'éliminer toute porosité néfaste aux propriétés mécaniques et esthétiques. Elle est variable suivant le type de céramique (600 °C pour une céramique basse fusion, 1400 °C pour une zircone HIP).

De la température ambiante à la température de transition vitreuse, la dilatation s'effectue de manière linéaire proportionnellement à l'élévation de la température, avec une pente correspondant au coefficient de dilatation thermique. Au-delà de la température de transition vitreuse, on a une importante expansion de la matière jusqu'à la température de ramollissement. Après celle-ci, la viscosité du matériau diminue fortement jusqu'à devenir liquide si on augmente encore la température.



Courbe de dilatation thermique d'une vitrocéramique
(TG : température de transition vitreuse ; TF : température de ramollissement) [9]

➢ La conductivité thermique et électrique

Les céramiques sont des matériaux réfractaires stables à moyenne température (céramiques feldspathiques et vitrocéramiques) ou à haute température (alumine, zircone), et de mauvais conducteurs thermiques en comparaison des métaux. Leur conductivité thermique est de l'ordre de 0,01 J/s/cm². Pour cette raison, une douleur au froid ou au chaud sur une dent portant une restauration collée doit alerter le praticien sur l'existence d'un joint marginal défectueux ou d'une carie sous-jacente.

Le déplacement des charges électriques ne pouvant se produire que par diffusion ionique, les céramiques sont des isolants électriques.

➢ La dureté Vickers

Les céramiques sont les matériaux les plus durs qui existent dans la dentisterie, plus durs que l'émail qui est le tissu le plus minéralisé de l'organisme. Selon le type chimique de céramique, la dureté sera plus ou moins grande. La dureté est la capacité d'un matériau à résister à la pénétration d'un objet. On peut la calculer de différentes manières. La dureté de type Vickers est calculée selon la diagonale de l'empreinte laissée sur le matériau à tester par une pyramide en diamant à base carrée dont les faces opposées font un angle de 136° au sommet, sous une charge donnée. Elle est notée HV et s'exprime en N/mm² ou en MPa.

Plus une céramique est résistante en flexion, plus elle est tenace, plus elle est rigide, plus elle est dure. Le cas idéal est de réaliser des reconstitutions en céramique en contact avec d'autres reconstitutions en céramique sur les dents antagonistes. Le contact répété céramique-émail va conduire à une usure iatrogène de l'émail. C'est pour cette raison, entre autres, que les restaurations en céramique sont déconseillées voire contre-indiquées chez un patient bruxomane. Le cas le plus défavorable est de réaliser une restauration céramique en contact occlusal avec un composite car ce dernier va subir une usure inévitable et très rapide. La nature des dents antagonistes est donc un paramètre important qui peut être une contre-indication à l'utilisation de la céramique comme matériau d'une reconstitution partielle ou périphérique.

Seules les céramiques feldspathiques peuvent avoir une dureté proche de celle de l'émail. En 2006, Kelly a démontré que les blocs Cerec® Vitablocs Mark II® avaient le même comportement à l'abrasion que l'émail [92].

Le matériau qui a le meilleur comportement à l'abrasion vis-à-vis de l'émail est l'or.

➢ Les liaisons chimiques céramo-céramiques

Plusieurs types de liaisons peuvent être mis en jeu dans la cohésion entre une infrastructure et son recouvrement :

* Liaisons de Van der Vals : interviennent lorsque deux ou plusieurs molécules se lient entre elles par attraction électrostatique.

* Liaisons chimiques type verre : interviennent par migration des oxydes au sein des différents matériaux, en établissant des liaisons oxyde-oxyde covalentes ou ioniques.

* Liaisons micromécaniques : les irrégularités de la surface de la chape vont permettre une infiltration intime du cosmétique dans les micro-rétentions.

* Phénomènes de mouillabilité : la fusion de la céramique cosmétique lors de la cuisson va permettre son étalement sur l'armature par augmentation de l'énergie de surface.

Les liaisons micromécaniques et la mouillabilité permettent au cosmétique d'épouser les irrégularités de la surface de la chape créées durant le traitement mécanique du matériau (sablage, usinage, etc...). Les rugosités macroscopiques quand à elles sont néfastes car elles peuvent être la source de fissures ou de rétention d'air qui feront remonter des bulles en surface lors de la cuisson.

Ces liaisons varient suivant le type chimique de la céramique constitutive de l'armature. Pour des infrastructures en vitrocéramique ou en céramique infiltrée (In Ceram®), l'adhésion avec le cosmétique est majoritairement due à la diffusion des verres à l'interface entre les deux matériaux. L'adhésion est comparable à celle des couronnes céramo-métalliques (migration des oxydes vitreux et métalliques à l'interface). Par contre, pour les céramiques polycristallines on ne connaît pas les mécanismes chimiques régissant la liaison, d'où la prudence à les utiliser dans la pratique courante. On sait que cette liaison est plus faible que celle des céramiques biphasées [67].

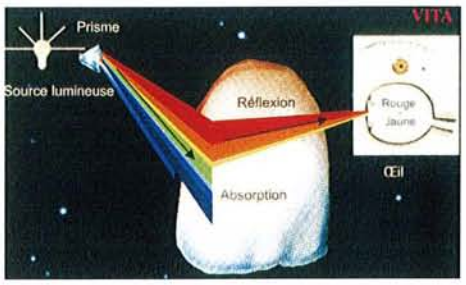
➢ La solubilité chimique

Elle caractérise la faculté d'une céramique à résister à l'attaque chimique d'un milieu liquide simulant l'agressivité du milieu buccal. Elle est exprimée en $\mu g/cm^2$ et représente une perte de masse du matériau pendant un temps donné. Les normes ISO 6872 et ISO 9693 décrivent un test consistant à mettre en contact l'échantillon de céramique avec une solution d'acide acétique à 4 % pendant 16 heures. L'échantillon est pesé avant et après exposition. Ce paramètre est très variable d'une céramique à l'autre. Les vitrocéramiques et les polycristallines ont une grande stabilité chimique car leur solubilité est généralement inférieure à 20 $\mu g/cm^2$. Pour les céramiques In Ceram®, la solubilité est supérieure à 1000 $\mu g/cm^2$ ce qui pourrait mettre en doute leur innocuité.

II.6.5.3. Propriétés optiques

➢ La couleur

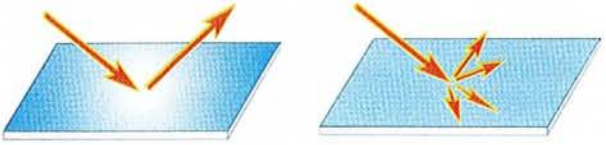
La couleur perçue est une interprétation de l'œil. Elle résulte de l'absorption ou de la réflexion de certaines longueurs d'ondes du spectre lumineux. Il n'existe pas de perception visuelle d'une forme ou d'une couleur sans lumière. Au niveau des yeux, les photons traversent la cornée, le cristallin et l'humeur vitrée pour atteindre les cônes rétiniens qui vont percevoir trois types de longueurs d'ondes (bleu, vert, rouge) et les transmettre aux centres des couleurs du cortex avec une perception des nuances par synthèse additive et une comparaison aux expériences de vues précédentes.



Les longueurs d'ondes bleu-vert sont absorbées et la teneur jaune-rouge est réfléchie et perçue par l'œil [168]

➢ La réflexion

Il existe deux types de réflexion : la réflexion spéculaire qui est celle du miroir et la réflexion diffuse qui est celle d'une dent naturelle. Lorsque la surface d'un corps est plane on a une réflexion spéculaire. Lorsque la surface présente des reliefs, il existera 16 angles d'incidence et par conséquent, différentes directions de réflexion. Le faisceau réfléchi apparaîtra alors diffus et mat.



a b

Types de réflexion (a : spéculaire donnant un aspect brillant / b : diffuse donnant un aspect mat) [87]

➢ L'indice de réfraction

Si un faisceau lumineux passe de l'air dans un verre, sa vitesse de propagation est réduite. Si l'angle d'incidence est oblique, la trajectoire est modifiée selon la loi de la réfraction. Toute la lumière ne pénètre pas dans le verre qui possède un pouvoir

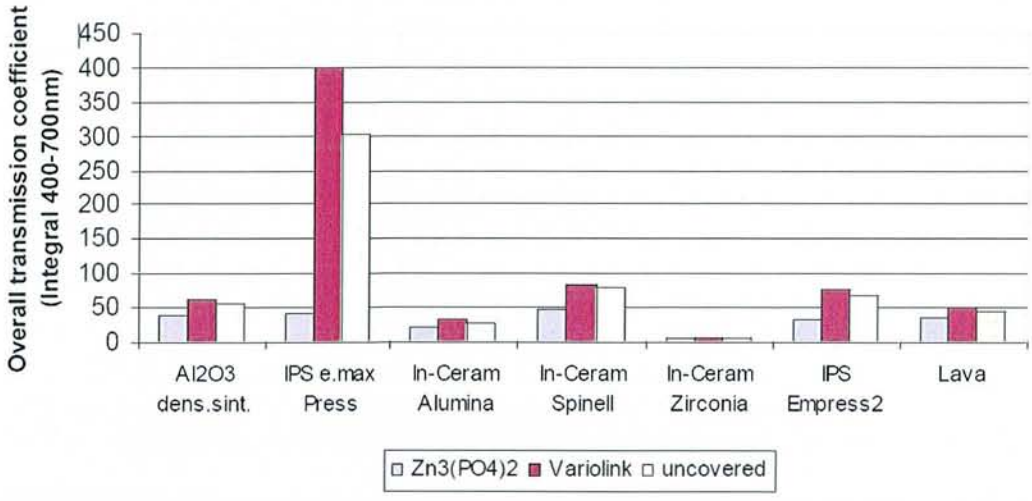
réfléchissant. Dans le cas d'une céramique dentaire, une partie du faisceau sera absorbée en fonction de sa longueur d'onde, des porosités et de la microstructure, et une partie sera réfléchie. La structure de la céramique présente plusieurs interfaces entre le verre et les cristaux d'indices de réfractions différents, elle est dite anisotrope.

➢ La translucidité

Le caractère translucide ou opaque d'une céramique est directement lié à la microstructure et notamment à la quantité de matrice vitreuse amorphe. L'opacité est le rapport de l'intensité lumineuse réfléchie sur l'intensité lumineuse réfléchie et transmise. Plus la matrice vitreuse sera importante en volume, moins il y aura de cristaux, plus la céramique sera translucide et esthétique. Les céramiques polycristallines en alumine ou en zircone sont opaques ou semi-opaques compte tenu de l'absence de phase vitreuse.

Ainsi, le caractère translucide sera inversement proportionnel aux propriétés mécaniques du matériau d'où l'intérêt des systèmes céramo-céramiques qui allient la solidité de la céramique d'infrastructure à la translucidité de la céramique cosmétique.

Edelhoff [56] a calculé le degré de transmission lumineuse de différents matériaux céramiques d'infrastructure, en fonction du type d'assemblage. Des disques de matériau céramique sont préparés avec une épaisseur de 0,9 mm. On a trois types d'assemblage : pas de ciment ni colle, colle Variolink®, et ciment oxyphosphate de zinc. Le ciment et la colle sont déposés avec une épaisseur de 0,1 mm. Les échantillons ont été placés dans une salive artificielle pendant 30 jours, et le degré de transmission lumineuse a été calculé avec un spectrophotomètre. Les résultats sont les suivants :



Transmission lumineuse à travers différentes céramiques avec et sans leur matériaux d'assemblage (oxyphosphate de zinc et Variolink®) [56]

On remarque que c'est l'e.max Press® qui a la meilleure translucidité, devant l'Empress 2® et l'In Ceram Spinell®, surtout avec un collage type Variolink® qui laisse davantage passer la lumière qu'en l'absence d'assemblage. L'alumine pure est plus translucide que la zircone Lava® qui est plus translucide que l'In Ceram Alumina® qui est plus translucide que l'In Ceram Zirconia®. On remarque également que les ciments de scellement conventionnels type oxyphosphate de zinc sont opaques et bloquent la transmission lumineuse de manière importante. Il faut donc proscrire les ciments conventionnels pour l'assemblage des restaurations tout céramique dans tous les cas.

II.6.5.4. Récapitulatif des propriétés des céramiques usuelles

Suivant qu'un matériau céramique est utilisé en infrastructure ou en recouvrement, certaines propriétés auront plus ou moins d'importance. Par exemple, la dureté Vickers est très importante pour une céramique cosmétique car elle va déterminer son abrasion vis-à-vis de l'émail, alors que pour une céramique d'armature çà aura peu d'intérêt.

Nature	Céramique	Coefficient de dilatation thermique (10^{-6} °C)	Résistance à la flexion (MPa)	Ténacité (MPa.m$^{1/2}$)	Module de Young (GPa)	Solubilité chimique (µg/cm²)	Température de cuisson (°C)	Dureté (HV ou MPa)
CHAPE	Vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium	9-10,6	300-400	1-3,5	90-110	10-50	900-1000	Nc
	Vitrocéramique renforcée à la leucite	11,6-17	100-150	0,7-1,2	60-80	10-70	940-1180	Nc
	In Ceram®	7,4-7,8	360-750	2,7-8	185-280	1025-1118	1130-1140	Nc
	Alumine	7,3-8,5	450-700	3-6	350-400	<20	>1400	2000 HV
	Zircone	10-11	900-1200	5,9-10	200-210	<20	1300-1500	1200 HV
COSMETIQUE	Vitrocéramique de chape en vitrocéramique	9-11	90-120	Nc	Nc	<20	750-800	5400 MPa
	Vitrocéramique cosmétique de chape alumine	9-15	70-120	Nc	Nc	10-30	900-920	400-600 HV
	Vitrocéramique cosmétique de chape zircone	9-15	70-120	Nc	Nc	10-30	760-930	500-540 HV
TISSUS DENTAIRES	Email	17	50	Nd	80	-	-	320 HV
	Dentine	11	Nd	Nd	20	-	-	70 HV

Propriétés physico-chimiques des céramiques
(Nc= non communiqué, Nd=Non déterminé) [9]

II.7. Quelles céramiques utiliser pour les restaurations adhésives ?

Le choix du système céramo-céramique pour une restauration coronaire doit être la synthèse de cinq critères fondamentaux :

1- Les exigences mécaniques qui doivent établir les forces auxquelles sera soumise la restauration dans le schéma occlusal déterminé.
2- Les exigences fonctionnelles qui déterminent la qualité de la restauration des fonctions manducatrices et phonétiques par la prothèse fixée.
3- Les exigences biologiques qui déterminent le degré d'intégration de la prothèse au sein des tissus dento-parodontaux par son caractère inerte et biocompatible.
4- Les exigences esthétiques qui doivent déterminer si la restauration est située dans des zones accessibles au regard, en tenant compte des exigences du patient.
5- Les données acquises de la science concernant la longévité et la biocompatibilité des matériaux, récents ou plus anciens, constitutifs des différents types de restaurations.

Dans un premier temps, classons les différents types de restaurations avec les céramiques utilisées usuellement :

Restauration / *Céramique*	UNITAIRE		PLURALE	
	PARTIELLE	TOTALE	PARTIELLE	TOTALE
Céramique feldspathique usinée	X	X*		
Vitrocéramique renforcée à la leucite	X	X*		
Vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium	**X**	**X***		X*
In Ceram Spinell®	X	X*		
In Ceram Alumina®		X		X*
In Ceram Zirconia®		X		X
Alumine pure		**X**		X*
Zircone pure		X	**X**	**X**

* Valable uniquement pour des piliers situés dans le secteur antérieur, éventuellement sur les prémolaires.
En gras est indiqué le matériau idéal de 1ère intention pour des restaurations postérieures.

Tableau généraliste de l'utilisation recommandée des céramiques en fonction du type de restauration

Pour pouvoir indiquer un type de restauration dans la pratique quotidienne, il faut qu'un nombre significatif d'études cliniques portant sur un échantillon représentatif valide ce choix scientifiquement. La complexité des bridges doit amener le praticien à une réflexion avancée des différents paramètres a fortiori si la restauration est partielle ou si elle comporte plus de 3 éléments car peu d'études ont été publiées. Shillingburg considère qu'un bridge remplaçant plus de deux dents absentes est un traitement à risque [175].

La HAS a publié en mai 2008 un rapport d'évaluation technologique sur l'utilisation des prothèses céramo-céramiques. Il s'appuye sur l'analyse d'études in vivo et sur la consultation d'un groupe d'experts. Ses recommandations sont disponibles dans la partie IV.2.3, pages 235 à 237.

Dans un deuxième temps, classons les différents systèmes céramiques selon leur microstructure, nature chimique, propriétés physico-chimiques, procédé d'élaboration et type de restaurations dans le tableau ci-après page 163.

En conclusion de cette deuxième partie, on peut établir cinq grands principes :
- Le choix du matériau céramique et d'assemblage doit se faire le plus précocement possible dans le plan de traitement prothétique, de manière à aménager la préparation en fonction des critères mécaniques et esthétiques recherchés et en accord avec les recommandations du fabricant.
- Les restaurations doubles comprenant une chape mécaniquement résistante et un cosmétique chimiquement adhérant est à privilégier autant que possible.
- Pour une restauration partielle, le collage doit être systématique sauf s'il ne peut se réaliser dans des conditions cliniques idéales, à l'abri de la salive et de l'humidité. Pour une restauration périphérique, le collage n'est pas indispensable, d'autant plus si le champ opératoire n'est pas parfaitement sec et/ou si une limite cervicale est sous-gingivale.
- Les céramiques polycristallines ne peuvent être ni mordancées ni silanées. Le collage est moins performant et s'use plus rapidement par rapport à celui des vitrocéramiques. Si un collage est absolument nécessaire, le meilleur conditionnement consiste en l'application d'un traitement tribochimique associé à un assemblage utilisant une colle auto-adhésive ou possédant des molécules 10-MDP (10-Methacryloyloxy Decyl Dihydrogenphosphate).
- Les vitrocéramiques sont à privilégier pour les restaurations partielles unitaires, les couronnes antérieures ou les petits bridges antérieurs. L'alumine et la zircone sont à privilégier pour les couronnes postérieures et les bridges postérieurs de plus de trois éléments.

Tableau général des systèmes tout céramique et de leurs utilisations cliniques et de laboratoire

Céramiques	Nature chimique	Sous-type	Mode d'élaboration	Noms commerciaux les plus utilisés	Mode d'utilisation clinique	Type de restaurations	Propriétés optiques	Propriétés mécaniques (résistance en flexion)	Matériel de labo nécessaire	Assemblage recommandé
Homogènes	**Hydrothermale**	-	Cuisson sur infrastructure céramique pressée	Duceram LFC	Recouvrement d'infrastructures en céramique Cergogold	Inlay, onlay, facette	Translucide	< 100 MPa	Four classique	-
	Polycristalline	Alumine	Usinage	Procera AllCeram In Ceram AL InCoris AL	Infrastructure avec émaillage (e.max Ceram recouvre les chapes ZirCAD, VM9 les chapes zircone, VM7 les chapes Procera, PM9 peut surpresser les chapes zircone et être recouverte par VM9)	Couronne et bridge antérieurs, facette si dyschromie importante	Opaque	700 MPa	Scanner pour Procera, ou machine CEREC pour les autres	Collage après dépôt tribochimique de silice (Rocatec) ou scellement adhésif aux CVIMAR ou collage auto-adhésif
		Zircone	Usinage (avec post-frittage si non HIP)	LAVA Frame, Cercon IPS e.max ZirCAD DC-Zirkon, Z-Blank In Ceram YZ, InCoris ZI Procera AllZircon		Restauration partielle plurale, couronne et bridge y compris de longue portée	Très opaque	900-1000 MPa pour zircone Y-TZP non HIP 1000-1200 MPa pour zircone HIP	Système de CFAO correspondant	
Hétérogènes	**Feldspathique**	-	1/ Cuisson sur revêtement réfractaire ou sur infrastructure céramique	Ceramco II, Softspar Shofu Vintage Halo/Al/Zr Vita VM7/VM9, AllCeram Duceram, Nobel Rondo	Monobloc avec maquillage ou recouvrement d'infrastructure (Shofu Vintage Al recouvre les chapes alumine, Zr les chapes zircone)(VM7 recouvre les chapes alumine et à base de MKII et Triluxe, VM9 les chapes zircone surpressées ou non)	Restauration partielle Facette	Translucide	80-120 MPa (recouvrement)	Four classique	Collage pour les restaurations monoblocs maquillées
			2/ Usinage	Sirona Blocs Cerec Vitablocs Mark II, TriLuxe et Esthetic Line (renforcés à la sanidine)				120-150 MPa (monobloc)	Machine CEREC	
	Vitrocéramique renforcée	A la leucite	1/ Cuisson sur infrastructure céramique	Finesse, Omega 900, Duceragold, Optec Corum, Vitadur Alpha	Recouvrement d'infrastructure (Vitadur Alpha recouvre une chape In Ceram)	Tous types	Translucide	100-150 MPa	Four classique	-
			2/ Pressée	Cergogold, OPC Pellet Finesse All-Ceramic Duceram Plus, Empress I Optec HSP	Monobloc avec maquillage ou infrastructure avec émaillage (une chape Cergo est recouverte par une LFC type Duceragold)	Restauration partielle Facette	Semi-translucide	120 MPa pour Empress 100-150 MPa pour Cergogold	Machine de pressée ou d'usinage correspondante au mode d'élaboration choisi	Collage pour les restaurations partielles, collage ou scellement adhésif aux CVIMAR pour les restaurations périphériques ou partielles ayant suffisamment de rétention
			3/ Usinée	ProCAD Empress CAD				180 MPa pour proCAD 160 MPa pour Empress CAD		
		Au disilicate de lithium	1/ Pressée	Empress II IPS e.max Press OPC Pellet 3G	Infrastructure avec émaillage (e.max Ceram pour les chapes e.max, Eris for E2 ou Empress II layering material pour Empress II)	Restauration partielle Couronne, bridge (jusqu'à la 2è prémolaire)		350 MPa pour Empress II 400 MPa pour e.max Press		
			2/ Usinée	IPS e.max CAD VP 2297		Restauration partielle Couronne antérieure		360 MPa pour e.max CAD		
		A la micro-fluoroapatite	Pressée	IPS e.max ZirPress Vita PM9	Surpressée des infrastructures en zircone	Tous types	Semi-translucide	110 MPa	Machine de pressée adéquate	-
		A la nano-fluoroapatite	Cuisson sur infrastructure céramique pressée ou usinée	IPS e.max Ceram IPS Eris for E2	Recouvrement d'infrastructure (e.max Ceram recouvre les chapes e.max pressées et usinées, Eris for E2 recouvre les chapes Empress II)	Tous types	Translucide	90 MPa pour e.max Ceram 85 MPa pour Eris (recouvrement seulement)	Four classique	-
	In Ceram	Spinell	1/ Barbotine 2/ Usinage (avec infiltration ultérieure)	In Ceram BLANKS (blocs d'usinage) existent pour les systèmes CEREC et CELAY	Infrastructure avec émaillage par Vitadur Alpha ou VITA VM7	Restauration partielle Facette, couronne antérieure	Translucide	350 MPa	Four spécial Vita pour la technique de la barbotine classique, ou four classique si version Sprint, ou machine d'usinage	Collage ou scellement adhésif pour l'alumine-zircone
		Alumina				Couronne et bridge de petite portée antérieurs	Semi-translucide	600 MPa		
		Zirconia				Couronne et bridge de petite ou longue portée	Très opaque	750 MPa		

III. Mise en œuvre clinique

Les restaurations adhésives tout céramique sont-elles considérées comme des actes médicaux à visée thérapeutique ou esthétique uniquement ? Quoi qu'il en soit, pour les actes médicaux à visée esthétique qui relèvent de la capacité professionnelle du chirurgien-dentiste, l'obligation du praticien est toujours de moyens. Néanmoins, l'objet du contrat n'étant pas forcément de guérir, l'obligation de moyens recouvre un champ plus vaste. Le praticien a l'obligation de mettre en œuvre tous les moyens possibles pour obtenir le meilleur résultat fonctionnel, tout en informant le patient des éventualités cliniques et des imperfections esthétiques pouvant toutefois subsister.

Nous allons détailler chacune des étapes pré-prothétiques, prothétiques et post-prothétiques dans l'ordre chronologique en considérant 4 séances cliniques qui ont chacune un objectif précis. Trois cas cliniques sont présentés à la fin de la partie III, dans la partie III.5, pages 214 à 221.

III.1. Séance d'évaluation pré-prothétique

Tout traitement prothétique doit être imaginé intellectuellement en amont par le praticien. Ce dernier doit mettre en évidence tous les paramètres susceptibles de modifier son plan de traitement et toutes les difficultés cliniques possibles pouvant majorer les risques d'échecs.

III.1.1. Examen clinique préliminaire

Le praticien fait le bilan des indications et contre-indications relatives aux restaurations tout céramique pour déterminer si le patient est favorable à ce type de traitement conservateur ou non. Toutes les dents sont examinées pour déterminer la qualité de leur restauration et des tissus environnants. C'est alors au praticien d'informer le patient de l'existence de restaurations esthétiques. Le patient peut aussi faire part de ses exigences esthétiques ce qui va guider le praticien.

L'interrogatoire du patient, l'examen clinique et radiologique permettent au praticien d'évaluer : son âge, son état dentaire et parodontal, son occlusion (rapports en OIM), la présence de parafonctions, sa susceptibilité carieuse, son alimentation, son hygiène dentaire, sa motivation, ses attentes et ses souhaits. On peut montrer au patient ce type de restauration sur un modèle, lui expliquer ses avantages par rapport aux restaurations traditionnelles et lui montrer des photos de cas.

III.1.2. Choix du type de restauration et des matériaux

Si le patient est favorable aux restaurations tout céramique, il faut établir des devis. A ce stade, il faut choisir les types de restaurations et les matériaux utilisés afin d'établir un plan de traitement précis. Il faut déterminer quel type de restauration (inlay, onlay, couronne, etc...) est à réaliser et sur quelle dent, en fonction du volume supposé de la cavité, de son architecture et de sa localisation.

Ensuite, il faut déterminer le matériau constitutif de la restauration (céramique, composite, alliage métallique) en fonction des exigences du patient et du respect des indications propres à chaque matériau. En fonction de ces différents paramètres, il faut choisir quel type d'assemblage sera nécessaire (collage ou scellement). A ce stade, les devis sont clairement établis mais restent hypothétiques pour les restaurations partielles tant que les préparations ne sont pas réalisées et analysées.

III.1.3. Choix de la technique : semi-directe ou indirecte ?

Dietschi et Holz classent les techniques de restauration en trois groupes [53] :
- Les techniques directes : ne comportent que des procédures intrabuccales réalisées en une seule séance au fauteuil.
- Les techniques semi-directes (ou directes-indirectes) : comportent des étapes intrabuccales et des étapes extrabuccales réalisées en une seule séance au cabinet.
- Les techniques indirectes : nécessitent au moins deux séances et la collaboration à un laboratoire de prothèse.

Pour les restaurations partielles en céramique (inlay, onlay, overlay, couronne partielle, facette, endocouronne), une réalisation en technique semi-directe est possible avec un système d'usinage présent au cabinet dentaire type CEREC® ou CEREC MC XL®. Dans ce cas, la restauration d'usage est faite en une seule séance, et sans empreinte conventionnelle. A l'heure actuelle, en Europe seul le Cerec 3® de Sirona permet une prise de vue endobuccale. Dans un avenir proche, deux autres systèmes permettront l'acquisition des données en technique directe : le D4D® (Schein) et le LAVA® System (3M Espe) [55].

Outre l'avantage du gain de temps, il n'est plus nécessaire de temporiser avec des provisoires qui sont toujours problématiques compte tenu du manque de rétention des préparations. De plus, l'empreinte optique donnera la certitude au praticien d'avoir un enregistrement correct de la préparation. La méthode est dite semi-directe car d'une part le laboratoire n'intervient pas et d'autre part la restauration est fabriquée hors de la cavité buccale. Une caractérisation de surface (maquillage) permettra alors d'obtenir une esthétique acceptable.

L'inconvénient est d'une part de devoir bénéficier d'un coûteux système d'usinage au cabinet et d'autre part de ne pas recourir aux qualités artistiques du prothésiste pour l'émaillage des chapes.

Lorsque le nombre de restaurations partielles est limité à une ou deux, l'indication de la méthode semi-directe peut être posée si une machine d'usinage est présente. Au-delà, le temps d'usinage devient trop long pour les différentes restaurations. Pour un plan de traitement comportant un nombre important de restaurations ou si on ne dispose pas de système d'usinage, la technique indirecte doit être choisie. On ne peut pas concevoir de réaliser une partie des restaurations en semi-direct au fauteuil et l'autre partie au laboratoire car les teintes risqueraient de ne pas correspondre parfaitement.

III.2. Séance de confirmation et de préparation tissulaire

A ce stade, l'indication des restaurations tout céramique est clairement posée et les devis ont été acceptés par le patient. Les examens pré-prothétiques ont été réalisés (clinique et radiologique) et ont conduit le praticien à ce plan de traitement. Les dents concernées sont écrites dans le devis avec la céramique choisie et les provisoires.

III.2.1. Choix de la couleur

Souvent négligée dans les étapes de réalisation prothétique, la prise de teinte est fondamentale pour garantir un succès esthétique final même pour les dents postérieures. Le choix de la couleur doit être réalisé au début de la séance, avant de commencer la taille car l'œil du praticien est disponible, non fatigué et non stressé. De plus, les tissus sont dans un état d'hydratation normale et non pollués par des actes ou des matériaux.

III.2.1.1. La complexité optique de la dent naturelle

Notre connaissance des spécificités optiques de la dent naturelle reste le seul moyen d'atteindre les objectifs esthétiques espérés et d'obtenir une intégration « invisible ». Le rendu optique de la restauration est directement lié au type de céramique utilisée, notamment à sa structure chimique et sur la présence d'une phase vitreuse qui va conditionner l'absorption plus ou moins importante des différentes longueurs d'ondes de la lumière incidente. Plus la céramique choisie a des propriétés mécaniques élevées, moins elle sera translucide et plus elle sera visible.

Malgré que le choix de la couleur ne soit pas aussi capital que pour les dents antérieures, faire un choix idéal n'est pas toujours aisé. En effet, les structures céramiques sont complexes d'un point de vue optique et il est toujours compliqué de

transmettre objectivement ces données au laboratoire de prothèse, la notion de couleur étant liée à la perception et à l'interprétation que chacun a.

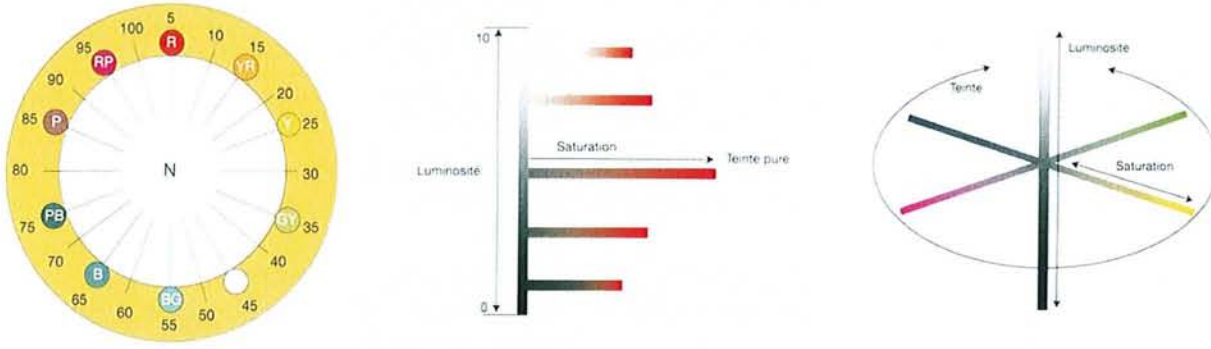
L'analyse de la couleur passe par la connaissance de son caractère trivariant [105]. La couleur désigne la sensation issue de la combinaison de la luminosité, de la saturation et de la teinte.

Munsell a classé les couleurs suivant un ordre logique en fonction de trois critères [87] :

- La luminosité (ou clarté, luminance, brillance) : correspond à la quantité de noir et de blanc entrant dans la composition de la teinte c'est-à-dire à la quantité de lumière réfléchie. Elle se réfère à une échelle de sensations achromatiques croissantes allant du noir vers le blanc en passant par le gris. Munsell la classe de 0 (le noir) à 10 (le blanc). L'œil a une sensibilité très fine dans l'évaluation de la luminosité, qui est donc incontestablement le facteur primordial de la réussite d'une prothèse esthétique [105].

- La saturation (ou densité de couleur, intensité de couleur) : correspond à l'intensité, la concentration de la teinte par unité de surface. Elle définit la pureté d'une teinte.
Par ordre d'importance, la saturation est le deuxième facteur de succès d'une prothèse esthétique.

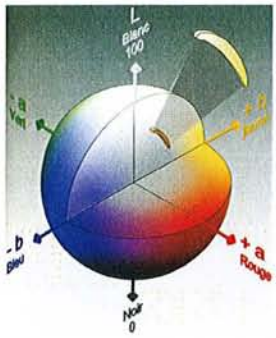
- La teinte (ou tonalité chromatique, ton, chromaticité) : correspond à la longueur d'onde dominante du spectre lumineux réfléchie par la dent et perçue par l'œil, que l'on peut traduire par les adjectifs : jaune, rouge, bleu... Elle est le facteur le moins important dans la réussite d'une prothèse esthétique. Munsell divise ce spectre en 10 teintes subdivisées en 100 nuances.



Les 3 dimensions des couleurs, selon Munsell. A gauche, la classification des teintes. Au centre, le rapport entre la luminosité et la saturation donnant la teinte. A droite l'organisation tridimensionnelle de la couleur [87]

En 1905, Munsell fut le premier à décrire le caractère tridimensionnel de la couleur. La couleur est définie dans un espace chromatique cylindrique dont l'axe central (dit le noyau des gris) représente la luminosité. Les teintes pures se situent à la périphérie du cylindre et le rayon du cylindre donne la saturation. En 1976, la CIE (Commission Internationale de l'Eclairage) propose un système de représentation des couleurs par un système de coordonnées L*a*b*. L* représente la luminosité, a* et b* définissent les coordonnées rectangulaires chromatiques dans lesquelles l'axe [-a* ;+a*] représente les variations du vert au rouge et l'axe [-b* ;+b*] les variations du bleu au jaune.

Les différentes couleurs et nuances d'une dent naturelle se répartissent dans une zone limitée de la classification de Munsell : la teinte se situe entre 4 (jaune) et 8 (jaune-rouge), la saturation entre 1 et 5,5 et la luminosité entre 5 et 8. Dans le système L*a*b*, les dents occupent un espace en forme de rhomboïde globalement situé haut dans l'espace chromatique ce qui signifie que les dents sont très lumineuses. L'espace s'étire en longueur le long de l'axe noir/blanc selon que la dent est claire ou foncée. Il se situe dans un cadran compris entre l'axe des jaunes +b* et l'axe des rouges +a* ce qui signifie que la teinte des dents naturelles est plutôt jaune-orangé. L'étroitesse du rhomboïde traduit une faible variation dans la saturation :



*Espace occupé par les dents naturelles selon le système L*a*b* [105]*

Les dents naturelles ont des comportements optiques encore plus particuliers liés à la stratification de ses tissus, avec des propriétés complexes comme :

- La fluorescence : capacité de modifier la fréquence du rayonnement incident, par exemple transformer des rayons ultraviolets en lumière visible dans une longueur d'onde courte et de teinte blanc-bleutée.

- L'opalescence (effet Raleigh) : réflexion et transmission de la lumière incidente de manière diffuse. La lumière réfléchie est blanc-bleutée alors que la lumière transmise est orangée. Ce sont les grains microscopiques de taille voisine de celle de la longueur d'onde de la lumière (400 à 700 nanomètres) qui vont faire rebondir les photons, l'autre partie de la lumière étant transmise dans le matériau.

- La perméabilité optique : gradient entre translucidité et opacité, capacité d'un matériau à se laisser traverser par la lumière. Un matériau transparent laisse totalement passer la lumière, un matériau translucide laisse partiellement passer la lumière. Plus le matériau est opaque moins il laisse passer la lumière. Néanmoins, un matériau opaque comme la zircone réfléchit davantage de lumière qu'un matériau plus translucide et paraît donc plus lumineux.

- L'opacité/translucidité : La translucidité traduit le fait qu'une partie de la lumière incidente peut traverser le matériau. La translucidité de la dentine est de 40 % alors que celle de l'émail est de 70 %. Une dent doit se concevoir comme un noyau dentinaire opaque et coloré entouré d'une coque d'émail semi-translucide. Ce paramètre n'apparaît pas dans la classification de Munsell alors qu'il est très important dans le résultat esthétique.

- L'état de surface : les reliefs de surface (fossettes, stries) vont conditionner la direction des rayons réfléchis et influencer l'aspect brillant ou mat.

- Les caractérisations : il s'agit d'aspects colorés particuliers et localisés comme des tâches de déminéralisation, des effets nuageux, des fissures de l'émail.

La couleur d'une dent est multidimensionnelle et résulte de l'influence des couches successives de la stratification des tissus sur la réflexion lumineuse. A la dentine se rattachent la saturation, la teinte et la fluorescence, alors que l'émail est responsable de la luminosité, des effets de dégradé, de la transparence et de l'opalescence [105].

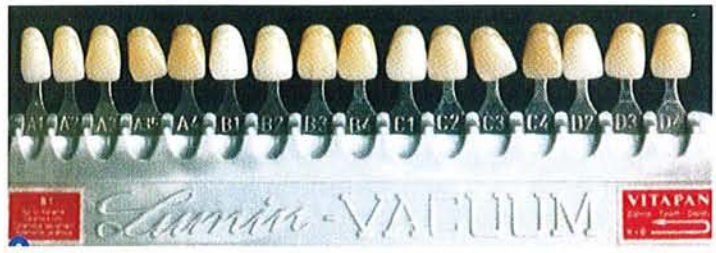
III.2.1.2. Les teintiers (colorimètres)

Les organisations des nuances caractéristiques de la couleur peuvent varier mais respectent toujours les données tridimensionnelles de Munsell. Deux types existent :
- Les teintiers à 2 dimensions (teinte-saturation) comme le Vitapan® classique (Vita) ou le Chromascop® (Ivoclar-Vivadent). L'inconvénient de ces teintiers est la représentation en 2 dimensions d'un élément optique à 3 dimensions.
- Les teintiers à 3 dimensions (luminosité-teinte-saturation) comme le 3D Master® (Vita).

III.2.1.2.1. Le teintier Vita classique

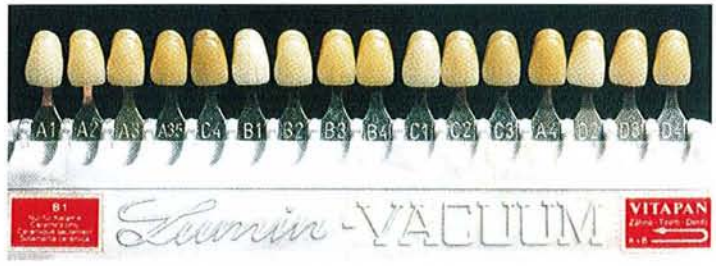
Il a été créé en 1956 par la firme Vita sous le nom LuminVacuum®, rebaptisé Vitapan Classical® en 1998 [105]. Malgré son ancienneté, il est encore couramment utilisé comme référence pour les céramiques cosmétiques récentes.

Il comprend quatre groupes de barrettes classées par teinte A-B-C-D. Le groupe A représente une teinte brun-rougeâtre, le groupe B une teinte rougeâtre-jaune, le groupe C une teinte gris-bleuté, le groupe D une teinte rougeâtre-gris. La deuxième dimension est un code chiffre représentant la saturation classée dans l'ordre croissant 1-2-3-3,5-4. Le teintier est composé de 16 barrettes. Vita indique qu'il est possible de classer également les nuances par ordre de saturation et de luminosité [87]. Pour la luminosité, on s'appuye sur 4 groupes commençant par A1, B1, C1 et D2. On peut aussi les classer par saturation croissante et luminosité croissante :



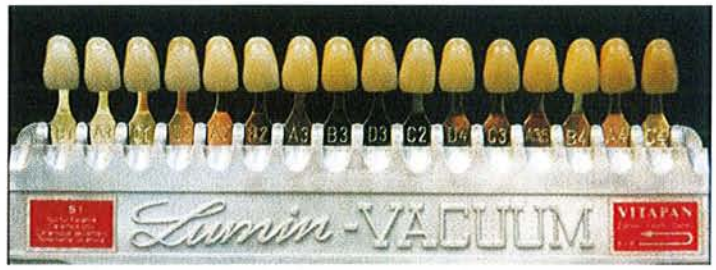
Organisation en 4 groupes de teintes [87]

***A**1-A2-A3-A3,5-A4-**B**1-B2-B3-B4-**C**1-C2-C3-C4-**D**2-D3-D4*



Organisation en 4 groupes de luminosité [87]

***A1**-A2-A3-A3,5-C4-**B1**-B2-B3-B4-**C1**-C2-C3-A4-**D2**-D3-D4*



Organisation en saturation croissante [87]

B1-A1-C1-D2-A2-B2-A3-B3-D3-C2-D4-C3-A3,5-B4-A4-C4

Pour l'organisation en luminosité croissante, voici l'arrangement [105]:

B1-A1-B2-D2-A2-C1-C2-D4-A3-D3-B3-A3,5-B4-C3-A4-C4

La difficulté du teintier Vita classique est de dissocier la luminosité de la saturation.

III.2.1.2.2. Le teintier Chromascop®

Il a été créé en 1990 par Ivoclar-Vivadent [105]. Il se compose de 20 barrettes, réparties en cinq groupes correspondant à la teinte. Le groupe 100 correspond au blanc, le 200 au jaune, le 300 au jaune foncé, le 400 au gris et le 500 au brun foncé. A l'intérieur de chaque groupe, les barrettes sont rangées par un code chiffre 10-20-30-40 traduisant le degré de saturation.

Organisation du Chromascop® en 5 groupes de teintes [87]

III.2.1.2.3. Le teintier Vita 3D-Master®

Il a été créé par Vita en 1998 [105]. Il se compose de 26 barrettes, réparties en cinq groupes de luminosité. Dans chaque groupe, les barrettes sont rangées dans le sens horizontal pour la teinte et dans le sens vertical pour la saturation. En effet, il est plus aisé en première intention de mettre en évidence la clarté d'une dent que sa tonalité chromatique ou sa saturation.

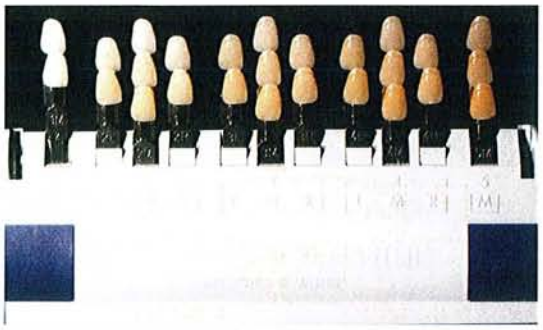
Une teinte 3D Master® se compose de trois éléments :

- La luminosité est classée suivant 5 chiffres : 1 (la plus claire)-2-3-4-5 (la moins claire).

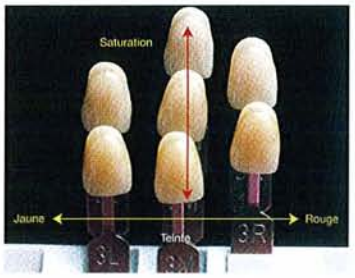
- La teinte est classée suivant des lettres :
M (teinte moyenne du groupe)-L (plus jaunâtre)-R (plus rougeâtre).

- La saturation est classée en chiffres: 1 (la moins saturée)-1,5-2-2,5-3 (la plus saturée).

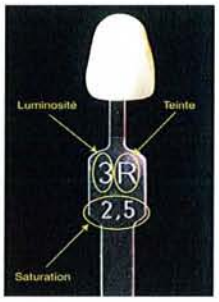
Il permet de donner la priorité au facteur le plus important à savoir la luminosité, puis à la saturation puis à la teinte. Il permet un choix de la couleur plus scientifique, plus efficace, plus précis et plus rapide que les teintiers précédents.



Teintier Vita 3D Master® avec ses cinq groupes de luminosités [87]



Composition du groupe de luminosité 3 en teintes et saturations [87]



Signification d'une teinte 3D Master® [87]

III.2.1.2.4. Comparaison

Le teintier Vita classique ne recouvre que 11 % des couleurs réelles des dents naturelles alors que le 3D Master® couvre 45 % [143].

La méthode de l'erreur de couverture (ou index ΔE) calcule la valeur moyenne des différences minimales existant entre la couleur du teintier et celle de la dent naturelle. Pour 50 % des observateurs, une différence de 1 ΔE n'est pas visible. L'erreur de couverture moyenne est de 3 ΔE pour le teintier Vita classique, contre 2,3 ΔE pour le 3D Master. Seules 25 % des dents naturelles présentent une erreur de couverture inférieure à 2 ΔE pour le teintier Vita classique [134].

Il n'y a pas de différence majeure entre le teintier Vita classique et le 3D Master®. C'est pour cette raison qu'il reste encore une référence actuellement. La dent naturelle est très complexe à caractériser d'un point de vue optique. L'avantage des dents postérieures est de pouvoir se permettre une légère différence de couleur sans que cela soit remarquable.

III.2.1.3. Technique clinique de détermination chromatique

Tout d'abord, il faut noter que la perception des couleurs est intimement liée à l'expérience et à l'éducation du sens visuel. Elle dépend de l'âge, de facteurs environnementaux, de l'intégrité des récepteurs oculaires et du fonctionnement cérébral. Elle est donc subjective et varie d'un individu à l'autre [105].

La prise de teinte nécessite de connaître quel matériau céramique sera utilisé pour la restauration. Ceci va déterminer le teintier de référence : Vitapan Classical®,3D Master® ou Chromascop®. Il existe néanmoins des tableaux de correspondance entre les teintes des différents teintiers.

La prise de teinte se fait lorsque les tissus dentaires sont normalement hydratés car une déshydratation entraîne une modification de la luminosité et de la saturation. Certaines études montrent que les effets de la déshydratation ne disparaissent qu'après 24 heures.

La lumière du jour à longtemps été considérée comme la source lumineuse idéale. Cà n'est plus le cas car cette source est très inconstante. On a des variations du spectre lumineux avec une tendance au bleu quand le ciel est bleu et une tendance au rouge orangé en fin de journée [87]. L'éclairage doit être diffus et confortable pour les yeux permettant aux observateurs de percevoir les couleurs de manière agréable et précise. Il doit présenter un spectre lumineux complet et stable. L'intensité lumineuse doit se situer entre 200 et 300 footcandels (intensité lumineuse par unité de surface) et doit dépasser la lumière ambiante avec un rapport de 3/1. Une luminosité trop grande gêne la distinction des petites différences de couleur.

Le choix de la couleur de la future restauration s'appuye sur les couleurs des dents naturelles adjacentes. Les dents de référence doivent être nettoyées, détartrées et repolies avant tout choix de couleur. Tout ce qui peut gêner devra être supprimé (rouge à lèvres, lunettes, etc...).

Les yeux du praticien doivent se situer au même niveau que les dents du patient à une distance comprise entre 25 et 35 cm. Les dents doivent être examinées selon leur grand axe éventuellement sous différentes incidences. La dent portée sur la barrette du teintier doit avoir la même orientation que la dent naturelle si possible dans le même plan. Une dent en position vestibulée paraît plus claire qu'une dent plus palatine. La durée de l'observation doit être au maximum de 5 secondes. Au-delà de cette durée, l'œil s'accommode et devient non discriminatif [181]. Le fait de cligner des yeux privilégie la mise en fonction des bâtonnets rétiniens spécialisés dans la perception de la luminosité au détriment des cônes rétiniens spécialisés pour la perception des couleurs [105].

Pour une dent postérieure, la détermination de la couleur de la dentine et de l'émail est suffisante. La prise de couleur de la dentine est réalisée au niveau des collets car l'épaisseur d'émail est minimale à cet endroit. La prise de couleur de l'émail est réalisée au niveau occlusal de la face vestibulaire car il n'y a pas de dentine à ce niveau.

La teinte initialement retenue pourra être légèrement modifiée en fonction de certains paramètres comme la teinte de la dentine sous-jacente ou le type de colle utilisé pour l'assemblage.

III.2.2. Confirmation du plan de traitement établi

Le plan de traitement pré-établi doit encore être confirmé car certains paramètres ne peuvent être clairement visualisables et mesurables qu'après élimination des anciennes restaurations et/ou des infiltrations carieuses.

III.2.2.1. Préparation primaire de la cavité

L'élimination de l'ex-obturation et/ou des tissus cariés forme la cavité primaire. Si un amalgame doit être démonté, il est recommandé d'utiliser la digue pour éviter l'ingestion de mercure. Afin d'éviter d'éliminer du tissu sain lors du démontage d'un amalgame, on peut utiliser les ultrasons pour éliminer les dernières particules.

Si des tissus carieux sont présents, il existe des colorants dentinaires bleus ou rouges (type Carie's Indicator® de Bisico) qui vont guider le praticien pour éliminer uniquement la dentine la plus déminéralisée.

Marquage des tissus dentinaires infiltrés en rouge par le Carie's Indicator® de Bisico [194]

Cette préparation préliminaire de la cavité permet d'effectuer des mesures avec une sonde parodontale millimétrée et d'évaluer la forme adéquate à donner. On doit :

* Mesurer les épaisseurs des parois axiales résiduelles.
* Mesurer la profondeur de la cavité.
* Mesurer la largeur de l'isthme occlusal et de la boîte proximale.
* Mesurer l'épaisseur d'émail sur les bords de la cavité.
* Apprécier la position du bord cervical.
* Apprécier la position de la dent adjacente.
* Apprécier la forme du fond.
* Apprécier la proximité pulpaire.
* Apprécier la forme et la divergence des parois.
* Visualiser la position des points d'occlusion par rapport à l'émergence des parois.
* Estimer la valeur de l'angle cavo-superficiel.
* Vérifier l'absence de fêlures ou fissures.

C'est ainsi que l'indication d'une restauration partielle peut être confirmée ou infirmée. L'appréciation des parois peut être réalisée avec des binoculaires notamment pour déceler une effraction pulpaire sur le fond de la cavité. Une radiographie permet d'avoir une vision plus globale, malgré l'agrandissement des distances, notamment sur la quantité d'émail en proximal et sur la proximité des cornes pulpaires.

III.2.2.2. Eventualités cliniques

La cavité primaire étant taillée, on peut déterminer si tous les paramètres importants pour la longévité de la restauration sont réunis.
On peut définir 6 cas de figure où des modifications seront nécessaires :

* Cas n°1 : Si le surplomb proximal est supérieur à 2 mm : l'indication d'une R.A.C est infirmée car les risques de fracture sont trop importants.

* Cas n°2 : S'il existe une effraction pulpaire *importante* ou si des signes cliniques de pulpite sont évoqués, une biopulpectomie sera envisagée d'emblée même si la dent est jeune, le coiffage direct est à éviter autant que possible d'autant qu'aucune retouche additive ne pourra être apportée à l'inlay en céramique une fois celui-ci collé.

* Cas n°3 : Si le volume de la cavité est important et que la cavité est profonde (c'est-à-dire plus de 2,5 mm), il sera nécessaire de remodeler son anatomie par l'application de CVIMAR ou composite fluide de manière à diminuer le volume de la future restauration et donner une géométrie parfaite. Le CVIMAR va minimiser l'agression dentinaire et éviter la coupure des tubulis dans les séances de taille ultérieures, en relarguant du fluor.

* Cas n°4 : Si les parois sont absentes ou trop fragiles, ou que les points d'occlusion se situent à l'interface céramique-dent, il faudra les éliminer de manière à étendre les limites de la cavité : l'indication d'onlay ou d'overlay est posée.

* Cas n°5 : Si l'inlay touche les faces mésiales et distales d'une molaire (inlay MOD), il sera préférable d'étendre les limites vers un overlay avec un recouvrement total de toutes les cuspides surtout si l'occlusion n'est pas idéale en OIM.

* Cas n°6 : Si l'émail est en quantité insuffisante au niveau des bords (épaisseur inférieure à 0,5 mm), ou que la limite est sous-gingivale, l'étanchéité du joint collé ne pourra pas être garantie à long terme. L'utilisation de CVIMAR en fond de cavité permet de retrouver une limite favorable à un collage. Mais ceci reste une procédure risquée car les résultats sont aléatoires.

A ce stade, si la cavité primaire est favorable aux restaurations partielles, elle est alors aménagée de manière définitive en respectant les formes de contour et de résistance (cavité secondaire ou finale). Si la cavité est jugée défavorable car trop risquée, une restauration périphérique sera préférée et donc le devis sera revu.

Préparation primaire pour un inlay céramique sur une 1ère prémolaire donnant la forme globale et permettant d'évaluer la configuration. L'émail est en épaisseur suffisante, les parois sont suffisamment résistantes, le surplomb proximal est faible, il n'y a pas d'effraction. La préparation est quasi-terminée car tous les éléments sont favorables

III.2.3. Choix de la forme de contour et de résistance

Outre les paramètres généraux de l'architecture cavitaire (divergence des parois, épaisseurs suffisantes pour la céramique afin de la faire travailler en compression, angles arrondis), d'autres paramètres plus cliniques vont influencer la forme de la cavité finale :

- Le rapport entre les points d'occlusion et les limites de la cavité en occlusion statique. Il ne faut aucun point d'occlusion sur l'interface dent-céramique. Si c'est le cas, il faut étendre la taille vers un onlay et recouvrir la cuspide sur le point d'occlusion considéré.

- L'épaisseur des parois de la cavité. Les parois d'une épaisseur inférieure à 1 mm au niveau occlusal doivent amener un recouvrement cuspidien. Si la dent est dépulpée, 1,5 mm sont nécessaires.

- Les contraintes fonctionnelles sur les parois restantes et type de guidage en occlusion dynamique. Une fonction de groupe entraîne des forces plus importantes au niveau de certaines cuspides par rapport à une fonction canine. Un inlay sur une dent qui est soumise à une fonction de groupe devra être transformé en onlay sur les cuspides subissant ce guidage si leur épaisseur est inférieure à 2 mm.

- L'extension des limites de la cavité vers des zones esthétiquement moins exposées. Notamment sur les faces vestibulaires des molaires et prémolaires lorsqu'un recouvrement cuspidien est nécessaire, on peut être amené à descendre la limite

vestibulaire afin de cacher la transition optique céramique-dent. Sur les faces axiales, il est très difficile d'obtenir une transition parfaite de la céramique aux tissus adjacents.

- Les paramètres physico-chimiques des céramiques qui doivent avoir une épaisseur suffisante dans toutes les dimensions. Lorsque le choix du recouvrement cuspidien est décidé, il faut laisser une épaisseur de 2 mm minimum à la céramique au niveau des cuspides primaires et 1,5 mm au niveau des cuspides secondaires.

Des fraises spécifiques sont utilisées pour donner à la cavité sa forme finale. Ce sont des fraises à épaulement à angle interne arrondi comme les Komet PE1® et PE2®. Différentes granulométries permettent de donner à la préparation un aspect macroscopiquement lisse ce qui favorisera l'étalement correct du matériau d'empreinte lors de l'enregistrement.

Fraises Komet PE1® et PE2® de deux granulométries différentes

Fraises de finition pour polir les préparations

III.2.4. Prise d'empreintes

Les empreintes sont réalisées à la fin de la séance avant ou après la confection des provisoires. Il est préférable de les réaliser avant pour deux raisons : la cavité n'est pas contaminée par les matériaux de restauration provisoire, et cela laisse plus de temps au praticien pour réaliser une bonne empreinte plutôt qu'une bonne provisoire lorsque le temps est compté. Si on réalise l'empreinte en dernier, le stress et la précipitation peuvent amener à des défauts d'enregistrement. Dans les cas où une dent postérieure ne permet pas d'apprécier convenablement la présence d'une contre-dépouille, la réalisation de la provisoire avant l'empreinte peut être plus judicieuse car elle pourra les mettre en évidence. La cavité pourra alors être légèrement retouchée avant l'empreinte.

Une empreinte de qualité est la première étape essentielle qui va conditionner la précision de toutes les étapes prothétiques ultérieures. Une imperfection importante de l'empreinte va entraîner des défauts plus importants par la suite. Pour obtenir la meilleure qualité, il faut le matériau le plus adéquat et la technique la plus adaptée.

III.2.4.1. Matériaux disponibles

Les matériaux d'empreintes appartiennent à deux grandes familles chimiques :
- Les hydrocolloïdes incluant les réversibles et les irréversibles (alginates).
- Les élastomères incluant les polyéthers, les silicones (polysiloxanes) et les polysulfures.
Une troisième famille peut être représentée par l'empreinte optique dans la technique d'élaboration usinée des céramiques.

Les deux matériaux de choix en prothèse fixée sont les polyéthers et les silicones. Les hydrocolloïdes réversibles ont une utilisation marginale, les hydrocolloïdes irréversibles peuvent être utilisés pour les empreintes des arcades antagonistes aux préparations ou en prothèse adjointe et les polysulfures sont utilisés uniquement en prothèse amovible complète. Deux catégories de silicones existent : les silicones par addition (polyvinylesiloxanes) et les silicones par condensation (polydiméthylsiloxanes). La réaction chimique permettant la prise des élastomères est une réticulation. Durant cette réaction de réticulation, les macromolécules des plastomères vont se lier entre elles pour former les élastomères [147]. Des matériaux hybrides (polyéthers-polysiloxanes) combinant les avantages des polyéthers et des silicones ont été introduits sur le marché américain en 2007 (matériau SENN® commercialisé par GC).

Les empreintes pour des restaurations partielles utilisent les mêmes matériaux et les mêmes techniques que celles utilisées pour des restaurations périphériques.
Les silicones et polyéthers sont disponibles dans 6 viscosités maximum [101] :
- Très haute viscosité (Putty).
- Haute viscosité (Putty soft).
- Viscosité lourde (Heavy Body).
- Viscosité moyenne (Regular).
- Basse viscosité (Light).
- Très basse viscosité (Super Light, Extra Light).

Les viscosités importantes enregistrent la globalité de l'arcade tandis que les viscosités basses enregistrent les détails.

III.2.4.2. Cahier des charges

Un matériau de réplication idéal doit répondre aux critères de qualité suivants [101]:
- Etre précis dans l'enregistrement des détails.
- Etre facile à mélanger et à manipuler.
- Pouvoir être manipulé avec des gants en latex.

- Avoir un temps de travail (extrabuccal) long.
- Avoir un temps de prise (intrabuccal) court.
- Etre hydrophile et tolérant à l'humidité.
- Avoir une stabilité dimensionnelle immédiate et différée (retrait faible).
- Avoir une bonne ténacité (c'est-à-dire être résistant au déchirement et avoir une bonne capacité d'étirement).
- Avoir une bonne recouvrance élastique.
- Avoir une bonne thyxotropie (capacité d'étalement jusqu'à obtention d'un contact).
- Pouvoir être désinfecté facilement sans risque de variation volumétrique.
- Etre compatible avec les matériaux de coulée (plâtre, résines).
- Etre d'un coût abordable.

Les différents matériaux ont considérablement évolué ces dernières années sur les points précédemment énoncés. D'abord dans la gamme des matériaux, les matériaux à haute viscosité (putty) sont devenus plus souples (putty soft) et les matériaux de basse viscosité (light) sont devenus plus fluides (light flow ou extra light). Des matériaux à temps de prise plus courts (Quick) ont également fait leur apparition [145]. Leur hydrocompatibilité a été améliorée grâce à la technologie UCS (Unsaturated Carbosilane Crosslinkers) qui est une structure moléculaire plus fine avec des liaisons intermoléculaires plus fortes. L'utilisation d'agents mouillants ou de surfactants permet de diminuer la tension superficielle des silicones et leur caractère intrinsèquement hydrophobe [117]. La résistance à l'arrachement a aussi été améliorée avec une forte résistance en tension. La norme ISO requiert une recouvrance élastique de 96,5 % minimum. Les nouveaux matériaux ont une recouvrance élastique d'environ 99 %. Des mélangeurs automatiques (comme le Pentamix®) sont apparus et ont considérablement amélioré la facilité du mélange.

III.2.4.3. Comparatif des matériaux

Nous allons considérer les polyéthers et les silicones pour déterminer leurs avantages et les inconvénients dans les propriétés évoquées auparavant afin de choisir le matériau le plus apte à reproduire la réalité :

- Gamme de viscosités : la viscosité est la propriété qui tend, dans une masse fluide en mouvement, à s'opposer aux inégalités de vitesse des molécules. Plus un matériau est visqueux, plus il sera difficile à mélanger mécaniquement. Le choix est plus restreint pour les polyéthers qui ont moins de types de viscosités disponibles. Les mélangeurs automatiques type Pentamix® permettent de pallier cet inconvénient.

- Facilité du mélange : les silicones sont plus faciles à mélanger que les polyéthers. Les mélangeurs automatiques type Pentamix® permettent de pallier cet inconvénient. Pour la plupart des polyéthers et silicones, il est possible d'utiliser un mélangeur automatique pour les viscosités moyennes et élevées.

- Manipulation avec des gants : seuls les polyvinylesiloxanes ont une polymérisation inhibée par les produits sulfurés contenus dans les gants en latex (caoutchouc naturel vulcanisé par le soufre). La contamination indirecte est possible lorsque les gants ont touché la dent préparée et les contaminants sont presque impossibles à éliminer [96].

- Temps de travail : c'est le temps de mélanger le matériau, le placer dans le porte-empreinte et l'insérer en bouche. En général, il y a corrélation entre le temps de travail et le temps de prise. Les polyéthers ont un temps de travail et un temps de prise plus long que les silicones.

- Hydrophilie : les polyéthers contiennent des groupes éthers et carbonyles permettant de créer des liaisons hydrogène avec les molécules d'eau. Ils sont donc hydrophiles contrairement aux silicones qui contenant des composés aliphatiques hydrocarbonés sont hydrophobes. Les polyéthers peuvent s'adapter aux surfaces humides, ils sont donc supérieurs aux silicones en milieu humide [204].

- Etalement et thyxotropie : le matériau doit épouser les détails de la préparation. Il se fluidifie à la sortie de la seringue, se stabilise sur les tissus et se fluidifie à nouveau sous la pression du matériau de plus haute viscosité. C'est un paramètre important qui limite les effets de tirage. Les polyéthers et la plupart des silicones par addition ont une bonne thyxotropie.

- Effet snap-set : il correspond à une transition de l'état plastique (qui se déforme sous les contraintes) à l'état élastique (qui revient à sa position initiale). Le matériau doit passer de l'état plastique à l'état élastique le plus rapidement possible après la mise en place correcte du porte-empreinte. Les silicones nécessitent une mise en place plus rapide après mélange par rapport aux polyéthers car l'état de plasticité est plus court.

- Retrait de polymérisation : il est sensiblement identique pour les deux types de matériaux soit 0,4 % en linéaire.

- Résistance au déchirement et capacité d'étirement : elles conditionnent la ténacité.
Lors de la désinsertion de l'empreinte, le matériau va se déformer lors du passage des zones en contre-dépouille entraînant des forces de compression et de flexion.

Les polyéthers ont une résistance au déchirement inférieure aux silicones par addition pour les faibles viscosités [112].

- Récupération élastique (ou élasticité, recouvrance élastique) : capacité d'un matériau à retrouver sa forme initiale après avoir subi une contrainte visant à le déformer. Les élastomères ont un caractère visco-élastique avec une recouvrance de 99 %. Les polyéthers ont une récupération élastique un peu inférieure aux silicones par addition, sans conséquence clinique.

- Rigidité (ou dureté shore): les propriétés rhéologiques des polyéthers peuvent rendre difficile la désinsertion de l'empreinte dans les zones de contre-dépouilles marquées ou en présence de dents mobiles. Mais malgré les préjugés, les silicones de haute viscosité sont parfois plus rigides que les polyéthers en se basant sur le module d'élasticité ou sur la déformation en compression.

- Coefficient de dilatation thermique : les polymères ont un coefficient de dilatation thermique élevé (200 10^{-6} °C^{-1}) [117]. Le passage de la température buccale à la température ambiante donne une rétraction linéaire de 0,3 % venant s'ajouter au retrait de polymérisation. Une coulée à 37 °C peut annuler ce phénomène [59].

- Absorption hydrique : les polyéthers ont une absorption hydrique supérieure donc ils présentent un plus gros risque de déformation lors de la désinfection par exemple. Une immersion 20 minutes dans la glutaraldéhyde à 3,5 % est sans incidence clinique [203]. Pour l'Impregum®, son absorption hydrique élevée conseille son stockage à sec.

- Stockage : après la désinsertion de l'empreinte, le matériau continue sa polymérisation et libère des molécules. Les silicones par addition sont plus stables durant les premières 24 heures, quelle que soit l'humidité ambiante. Pour certains polyéthers, il est conseillé d'effectuer la coulée dans les 1 à 2 heures avec un stockage à sec.

- Coulée : L'hydrophilie des polyéthers favorise l'étalement du plâtre. Leur rigidité évite leur déformation sous le poids du plâtre. Ceci devient un inconvénient lors de la désinsertion du modèle après coulée car il y a un grand risque de déchirement ou de déformation permanente. Les polyéthers ne devraient être coulés qu'une seule fois et dans les 24 heures. Les silicones par addition sont plus stables dimensionnellement. On peut couler plusieurs modèles pour une seule empreinte car ils ont une faible déformation permanente. Dans tous les cas, il est toujours préférable de couler les empreintes au cabinet dans un délai rapide compris entre une et 24 heures.

III.2.4.4. Choix du matériau adapté

Plus une préparation sera en position mandibulaire et postérieure, plus elle sera soumise à l'humidité buccale. Dans les situations où il est difficile d'obtenir un champ opératoire sec, il faudra plutôt recourir aux polyéthers plus tolérants à l'humidité.

Si le nombre de préparations à enregistrer est important, il faut un matériau avec un temps de travail long si on utilise une technique en double mélange car le matériau de plus basse viscosité doit être déposé sur les préparations sans atteindre un degré de polymérisation trop important.

Le choix essentiel réside en réalité dans le type de viscosité à employer. La déformation est plus réduite si la viscosité est plus élevée mais la reproduction des détails sera de moins bonne qualité. Un matériau de forte viscosité ne peut pas enregistrer des zones en contre-dépouille importante sans risquer de se déchirer. Plus le matériau est fluide, plus il sera apte à diffuser dans les micro-détails d'une préparation. Mais, une viscosité trop basse peut entraîner une chasse totale du matériau hors de la préparation.

Le porte-empreinte va conditionner le caractère compressif des tissus à enregistrer. Un porte-empreinte perforé sera moins compressif qu'un porte-empreinte plein. De même, la wash technique utilisant un rebasage de l'empreinte sera plus compressive qu'une technique en un seul temps clinique.

Pour les polysiloxanes, les viscosités des matériaux intervenant dans une empreinte double mélange doivent être proches et tenir compte du caractère compressif du porte-empreinte. Voici les combinaisons possibles de viscosités pour les deux types de porte-empreintes dans les techniques en double et triple mélange :

- Pour un porte-empreinte perforé :

-> Très haute viscosité (Putty) + fluide injecté moyenne viscosité (Regular).

-> Haute viscosité (Putty soft) + fluide injecté basse viscosité (Light).

-> Haute viscosité (Putty soft) + fluide injecté viscosité moyenne (Regular) + fluide injecté basse viscosité (Light).

- Pour un porte-empreinte plein :

-> Haute viscosité (Putty soft) + fluide injecté moyenne viscosité (Regular).

-> Viscosité lourde (Heavy Body) + fluide injecté basse viscosité (Light).

-> Viscosité lourde (Heavy Body) + fluide injecté moyenne viscosité (Regular) + fluide basse viscosité (Light).

Pour les polyéthers, la technique de choix est l'empreinte monophase (un temps, une viscosité) avec un porte-empreinte rigide plein.

Les matériaux lourds s'utilisent soit en système auto-mélangeur (type Pentamix®) soit en condensation manuelle, et les matériaux légers en pistolet mélangeur. Les spatulations manuelles sont réservées aux matériaux de prothèse adjointe complète.

III.2.4.5. Choix de la technique

III.2.4.5.1. Classification

La technique d'empreinte peut être classée selon différents critères :

- Le nombre de viscosités différentes utilisées : une viscosité (empreinte monophasée), deux ou trois viscosités (empreinte double et triple mélange).
- Le nombre de temps cliniques pour les empreintes mélangées : un temps (double mélange, triple mélange), ou deux temps (wash technique).
- L'étendue de l'enregistrement : empreinte globale ou sectorielle.

Pour les silicones, il est préférable d'utiliser les silicones réticulant par addition en technique double mélange (un temps, deux viscosités) ou triple mélange (un temps, trois viscosités). On peut aussi les utiliser en technique rebasée (wash technique, deux temps, deux viscosités).

Pour les polyéthers c'est l'empreinte monophase qui est la plus apte à reproduire les détails qu'en deux viscosités.

III.2.4.5.2. Technique double mélange ou wash technique ?

L'empreinte double mélange est réalisée en un temps alors que la wash technique est réalisée en deux temps. Le point commun est le mélange de deux matériaux de viscosités différentes et complémentaires.

L'empreinte rebasée (wash technique ou technique du lavis) se déroule dans un premier temps avec un silicone de haute viscosité. Dans un deuxième temps, cette empreinte primaire sera recouverte d'un silicone fluide et réinsérée en bouche. L'empreinte primaire peut ou non être aménagée. Si l'empreinte primaire n'est pas aménagée, la réplique de la préparation présente un important sous-dimensionnement non homothétique par rapport à la situation clinique, plus marqué dans les zones cervicales [107]. Si l'empreinte primaire est aménagée pour permettre un meilleur écoulement du matériau de basse viscosité, la réplique est également sous-dimensionnée, mais de manière homothétique à la situation clinique.

Le risque de sous-dimensionnement ou pire de déformation limite les indications de la technique rebasée. Pour minorer ces phénomènes, il faut faciliter l'écoulement du matériau fluide (élimination des zones empêchant une bonne réinsertion, découpage des extensions à proximité des collets) et doser la bonne quantité de matériau fluide. Il est rapporté que l'aménagement de l'empreinte primaire n'est pas nécessaire si on utilise des silicones extra-fluides (Super Light, Extra Light) car ils ont la capacité de s'écouler sans tirage en l'absence d'évents [146]. La wash technique peut être indiquée pour l'enregistrement des préparations périphériques particulièrement dans les cas où les conditions de travail sont compliquées (dent postérieure difficilement accessible, macroglossie, hypersialorée) ou quand le praticien travaille seul. On ne peut pas utiliser cette technique pour l'enregistrement des préparations partielles.

L'empreinte double mélange est la technique à privilégier dans tous les cas de prothèse fixée. Elle permet d'enregistrer tous les types de préparations avec un dimensionnement exact. Néanmoins, certains auteurs évoquent un risque de tirage plus élevé pour cette technique par rapport à la technique rebasée [146]. Le tirage est l'ennemi majeur surtout des silicones par addition. C'est une déformation de la surface de l'empreinte résultant d'un mauvais étalement sur les tissus à enregistrer. Les causes de ce phénomène sont multiples et interdépendantes. Pour minorer le risque de tirage surtout avec les silicones par addition, il faut impérativement que l'état de surface des préparations à enregistrer soient lisses macroscopiquement. Cette finition est obtenue avec des fraises diamantées de faible granulométrie et des pointes siliconées. Des surfactants (Mercryl®, Cetavlon®) pourront être badigeonnés sur les préparations. Ce sont des tensio-actifs qui vont favoriser l'étalement du matériau (mouillabilité) et diminuer le risque de tirage [146].

Voici les indications des différentes empreintes pour les différentes restaurations :

- Préparation périphérique **->** empreinte double ou triple mélange aux silicones.
  --> empreinte monophasée aux polyéthers.
  ---> wash technique aux silicones si difficulté clinique.
- Préparation partielle **->** empreinte double ou triple mélange aux silicones.
  --> empreinte monophasée aux polyéthers.

La technique d'empreinte et le matériau utilisés doit être communiqués au laboratoire car une empreinte rebasée nécessite un matériau de coulée compensant le sous-dimensionnement et compatible chimiquement. Les plâtres possèdent une expansion de prise comprise entre 0,07 % et 0,17 % [107]. Les résines époxy et polyuréthane ont une contraction de prise de 0,05 % à 0,07 % et sont incompatibles chimiquement avec certains polyéthers et silicones.

III.2.4.5.3. Empreinte globale ou sectorielle ?

L'empreinte globale enregistre la totalité de l'arcade dentaire alors que l'empreinte sectorielle enregistre la zone périphérique à la préparation ainsi que les dents antagonistes en position d'occlusion.

Contrairement à des idées préconçues, les empreintes sectorielles ont des avantages et des résultats supérieurs aux empreintes globales dans certains cas cliniques courants. En effet, lors d'une ouverture buccale forcée, il y a un phénomène de contraction des deux hémi-arcades mandibulaires. Cette contraction est proportionnelle à l'amplitude de l'ouverture buccale et serait liée à l'action des muscles ptérygoïdiens latéraux. Ceci a été mis en évidence dès 1921 par Grunewald [17]. De Marco et Paine rapportent une distorsion du corps mandibulaire de 0,78 +/- 0,05 mm du corps mandibulaire au niveau des molaires en ouverture maximale et déterminent qu'il n'existe pas de flexion du corps mandibulaire avant une ouverture équivalente à 28 % de l'ouverture maximale soit 12,6 mm [42]. La réduction de la largeur mandibulaire est systématique à partir d'un certain degré d'ouverture, maximale à l'ouverture forcée et on observe une réduction progressive lors d'une ouverture progressive. Cette déformation est en revanche nulle dans une position d'occlusion. La conclusion est qu'une empreinte globale prise obligatoirement en ouverture buccale n'est pas le reflet exact de l'anatomie des arcades mandibulaires [108]. De plus, les dents ayant une certaine mobilité axiale, le fait de prendre une empreinte sectorielle en occlusion provoque une légère intrusion de la dent ce qui diminue les risques de surocclusion pour la future restauration prothétique.

<u>* Les avantages de l'empreinte sectorielle en occlusion</u> sont considérables:
- On enregistre en une seule étape la dent préparée, les dents adjacentes, les dents antagonistes et l'occlusion en position d'intercuspidie légère. Pour une empreinte globale, cela nécessite trois étapes donc çà prend trois fois plus de temps.
- La quantité de matériau d'empreinte est limité et il n'y a pas besoin d'enregistrer l'occlusion d'où l'intérêt financier.
- La quantité de matériau étant moindre, les variations dimensionnelles sont réduites.
- L'encombrement de l'empreinte est minimal ce qui rend l'acte plus confortable pour le patient surtout s'il a des réflexes nauséeux.

<u>* Indications des empreintes sectorielles en occlusion :</u>
- Couronnes périphériques sur prémolaires ou molaires excepté pour une préparation sur la dernière molaire de l'arcade.
- Restaurations partielles sur prémolaires et molaires s'il y a bien un calage distal.
- Inlay-cores sur prémolaires et molaires.

* Il y a des impératifs cliniques pour utiliser cette technique :

- Les dents ne doivent pas présenter de surfaces d'usure car le patient risque de perforer le matériau d'empreinte.
- L'occlusion d'intercuspidie maximale doit être unique et reproductible.
- La dimension verticale d'occlusion en intercuspidie maximale doit être maintenue de part et d'autre de la préparation par des appuis mésial et distal.

L'empreinte sectorielle peut être utilisée en double mélange avec les silicones par addition ou en monophase avec les polyéthers.

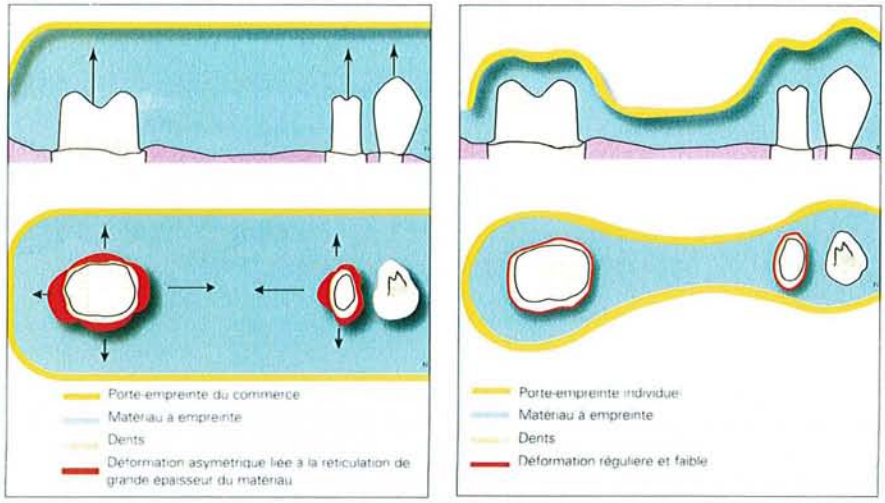
III.2.4.5.4. Choix du porte-empreinte

Pour une empreinte globale, le choix doit se faire en amont entre un porte-empreinte individuel (PEI) ou un porte-empreinte du commerce (PEC). Les PEC peuvent être métalliques ou en plastique, perforés ou non. Les PEC métalliques ont l'avantage d'être rigides, stérilisables et réutilisables. Les PEC perforés permettent une rétention du matériau à empreinte et sont moins compressifs pour les matériaux à haute viscosité. Les PEC pleins type Rimlock® possèdent des tubes métalliques qui assurent une certaine rétention du matériau et sont plus compressifs. Ces derniers sont à utiliser autant que possible si les viscosités des matériaux sont compatibles.

Porte-empreintes globaux métalliques, plein à gauche, perforé à droite

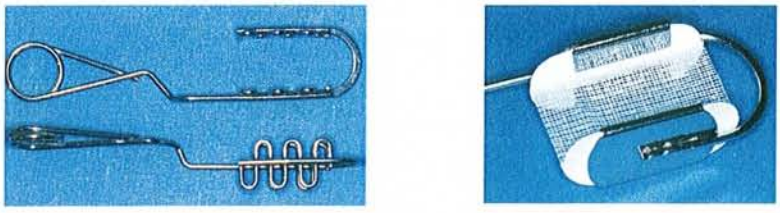
Les PEI sont le meilleur choix pour les travaux de prothèse fixée de précision. Ils sont réalisés en résine photopolymérisable et le matériau à empreinte est retenu par l'adhésif adéquat. Ils permettent de gérer les difficultés cliniques liées aux contre-dépouilles, versions dentaires et autres asymétries de forme notamment avec les matériaux silicones [102]. Il est possible de contrôler l'espacement entre les éléments dentaires et les parois du porte-empreinte afin de ménager une épaisseur suffisante du matériau d'empreinte. Par exemple, les silicones ne peuvent être comprimés que sur les 2/3 maximum de l'épaisseur. Ainsi, la distance entre le porte-empreinte et la dent doit être supérieure au triple de l'épaisseur de la contre-dépouille. De plus, l'espacement régulier et optimal du PEI par rapport aux éléments à enregistrer permet de limiter les modifications de volume provoquées par le coefficient d'expansion thermique et le retrait de polymérisation.

L'épaisseur idéale se situe entre 3 et 4 mm. Le matériau doit être assez épais pour résister aux contraintes sans se déchirer. Mais, il ne doit pas être trop épais pour ne pas subir de déformations dimensionnelles trop importantes.



Déformation des empreintes selon l'épaisseur du matériau, avec un PEC à gauche, avec un PEI à droite [102]

Pour une empreinte partielle, on ne peut utiliser que des porte-empreintes du commerce, soit en métal, soit en plastique avec une gaze inter-occlusale. L'avantage du métal est sa rigidité, l'inconvénient est le risque de perforation du matériau lorsque le patient se met en OIM. Le porte-empreinte avec une gaze permet de pallier à cet inconvénient.



Porte-empreintes sectoriels : métallique à gauche, avec une gaze inter-dentaire à droite

III.2.4.5.5. Accès aux limites cervicales

Pour les limites juxta ou infra-gingivales (restaurations périphériques ou partielles avec une limite esthétique), les tissus marginaux ne doivent pas être enflammés car l'inflammation provoque une exsudation importante du fluide gingival et un saignement qui vont empêcher un enregistrement correct. Une provisoire en léger surcontour horizontal associée à une hygiène adaptée pendant une à deux semaines permettront de redonner à la gencive libre un état de santé compatible avec une empreinte de qualité.

La présence d'une limite proche de la gencive marginale nécessite une mise en condition afin que le matériau puisse enregistrer l'empreinte du sulcus ce qui permettra de pouvoir repérer précisément les limites de la préparation.
Il existe deux techniques [192]:

- L'éversion gingivale : action qui consiste à ouvrir le sulcus par un phénomène de déflexion mécanique. Les cordonnets rétracteurs (technique du double cordonnet), la pâte compacte injectée (type Expasyl®), une prothèse provisoire en surcontour horizontal permettent de placer temporairement la gencive libre dans une position vestibulaire le temps de la prise de l'empreinte.

- L'éviction gingivale : action qui consiste à éliminer les premières couches cellulaires de l'épithélium sulculaire. L'électrochirurgie ou la fraise diamantée avec une extrémité boule permettent de soustraire du tissu afin que le matériau puisse y pénétrer.

La technique de référence et la moins traumatisante est celle du double cordonnet. Un premier fil fin est imprégné d'une solution astringente et hémostatique et déposé dans le sulcus. Un second fil plus épais, imprégné ou non, recouvre le premier fil. Après quelques minutes, on enlève les deux fils ou juste le plus épais et l'empreinte est prise.

III.2.4.6. Procédures cliniques

La déformation d'une empreinte est inévitable et a pour conséquence un modèle de travail qui ne reproduit pas fidèlement l'anatomie du patient. Lors de la désinsertion, si l'intensité des forces de freinage et de traînage dépasse les propriétés élastiques des matériaux, elles conduisent à une déformation résiduelle invisible et permanente et/ou à un décollement du matériau des parois du porte-empreinte.

Le porte-empreinte doit aménager un espace uniforme de 3 mm avec les dents à enregistrer. Il est nécessaire d'encoller le porte-empreinte avec l'adhésif adéquat afin d'orienter le retrait de polymérisation en direction du porte-empreinte. Les expérimentations démontrent que les meilleurs résultats cliniques sont obtenus lorsque l'empreinte est prise avec un porte-empreinte individuel car l'espace compris entre les préparations et les parois est régulier et faible [107]. Pour une empreinte sectorielle, il faut veiller à ce que le porte-empreinte puisse être passé en distal de la dernière dent, sans douleur, sans interférence et le patient doit pouvoir fermer la bouche correctement. Il faut aussi mémoriser la position d'occlusion des dents contro-latérales pour guider la mandibule dans la bonne position durant l'empreinte et prévenir le patient de maintenir la position d'occlusion pendant la prise du matériau.

Avant l'empreinte, il faut s'assurer d'avoir une préparation lisse, une bouche asséchée, des surfaces à enregistrer non contaminée par des matériaux, de la salive ou du sang. Des surfactants (Mercryl®, Cetavlon®) peuvent améliorer l'étalement [146].

* Précautions à respecter lors de l'insertion du porte-empreinte chargé [146,192]:

- L'axe d'insertion doit éviter au maximum les zones en contre-dépouille.
- Le porte-empreinte doit être centré et ne pas toucher les cuspides.
- Une injection de matériau light permettant un investissement progressif, homogène et d'épaisseur suffisante du fond des sulcus et des contre-dépouilles.
- Une insertion rapide du porte-empreinte chargé. Plus le temps de travail et de prise du matériau sont courts, plus il faudra mettre en place le porte-empreinte rapidement. Le matériau doit être totalement plastique pour pouvoir s'étaler sans déformation.
- Une vitesse d'insertion modérée. Elle dépend de la cinétique d'étalement du matériau le plus visqueux. Plus un matériau est visqueux, plus la vitesse d'insertion doit être lente.
- Une latence suffisante entre la fin de l'insertion et la réticulation.

* Pour une empreinte sectorielle, il faut vérifier que le porte-empreinte couvre bien la zone distale et guider le patient en intercuspidation légère en contrôlant la position des dents repères contro-latérales.

* Précautions à respecter pendant la prise de l'empreinte [147]:

- Maintenir le porte-empreinte durant la prise du matériau.
- Eviter au patient d'ouvrir la bouche trop grand.
- Majorer le temps de prise indiqué par le fabricant pour avoir une polymérisation plus complète du matériau.

* Pour une empreinte sectorielle, maintenir le porte-empreinte et la mandibule dans une position stable.

* La désinsertion peut être la source de déformations permanentes. L'empreinte est soumise à des forces de freinage et de traînage (lors du passage des contre-dépouilles) qui s'opposent. Voici les précautions pour limiter ce risque de déformation :

- La désinsertion doit être brève et uni-axiale en prenant appui sur le matériau pour éviter une désolidarisation du porte-empreinte.
- Après la désinsertion, il faut éliminer les excès non soutenus à l'arrière du porte-empreinte pour éviter que le matériau ne se décolle.

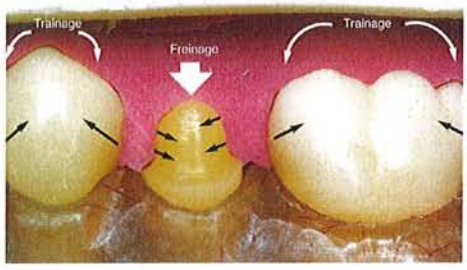
* Pour une empreinte sectorielle, il faut maintenir le matériau stable sur le porte-empreinte pour éviter qu'il ne bouge lors de la désinsertion.

Le respect de ces précautions, des indications de chaque technique et de chaque matériau permettront de réaliser une empreinte optimale, dimensionnellement exacte et sans déformation. Les défauts d'une empreinte sont représentés par trois éléments[146]:

- Tirage : défaut d'une empreinte qui correspond au mauvais enregistrement d'une zone ponctuelle traduisant la mauvaise capacité d'un matériau lourd à enregistrer une zone en contre-dépouille, ou le fait qu'un matériau a été sollicité au-delà de son temps de travail.

- Traînage : forces de résistance à la désinsertion induites par les dents non préparées. Ces forces augmentent avec le nombre de dents, leur position, leur forme convexe, la dimension des embrasures et la présence d'intermédiaires de bridges.

- Freinage : forces s'exerçant sur le matériau et s'opposant à sa séparation de la surface de préparation lors de la désinsertion. Ces forces dépendent du nombre, de la géométrie et de l'état de surface des préparations, de la dureté et des propriétés élastiques du matériau d'empreinte et de la compression engendrée à l'insertion par la technique d'empreinte sélectionnée.



Forces de freinage et de traînage qui s'opposent [147]

III.2.4.7. L'empreinte optique

L'empreinte optique consiste en l'acquisition numérique du volume d'une ou plusieurs dents ou préparations par un système optique couplé à un ordinateur. Les aléas liés aux matériaux d'empreinte sont ainsi éliminés. Contrairement à certains pays (Allemagne, Etats-Unis), cette technique reste peu utilisée en France à l'heure actuelle. L'empreinte est réalisée soit au fauteuil directement sur les dents du patient (technique semi-directe) soit au laboratoire indirectement sur le modèle en plâtre (technique indirecte). Le principe d'acquisition reste le même, c'est-à-dire la triangulation active par projection d'une trame sur le volume observé. La procédure d'acquisition endobuccale est plus compliquée car elle nécessite des procédures particulières.

Caméra endobuccale Cerec 3® [131]

III.2.4.7.1. Le poudrage

La digue doit être placée sur les dents portant les préparations à scanner. La surface de l'objet à enregistrer doit présenter des propriétés de réflexion spéculaire pure donc non accompagnée d'une diffusion par la surface réfléchissante. Pour optimiser la réflexion spéculaire pure des dents à enregistrer, il faut effectuer un poudrage qui va produire un film blanc et mat de très faible épaisseur. Ce film peut être obtenu de deux manières :

- Séchage des dents et application du liquide Cerec® liquid (Vita) sur les surfaces à enregistrer, évaporation du liquide puis pulvérisation de la poudre Cerec powder® (Vita) à base de dioxyde de titane.
- Séchage des dents et pulvérisation du spray Scan Spray® (Ivoclar-Vivadent).

Cerec liquid® et Cerec powder® à gauche, et Scan Spray® à droite [131]

Poudrage d'une préparation partielle sur 36 au dioxyde de titane, sous champ opératoire

Le poudrage doit être suffisant mais modéré. Un défaut de poudrage laisse des zones qui seront mal enregistrées avec des zones sombres et irrégulières. Un excès de poudrage provoque une accumulation de poudre dans certaines zones importantes (limites des préparations) et rend l'empreinte imprécise donc inexploitable.

Des écarteurs souples à doubles anneaux et la digue permettent de maintenir la poudre sur les préparations sans que les joues ou les lèvres viennent en contact.

III.2.4.7.2. Acquisition optique des préparations

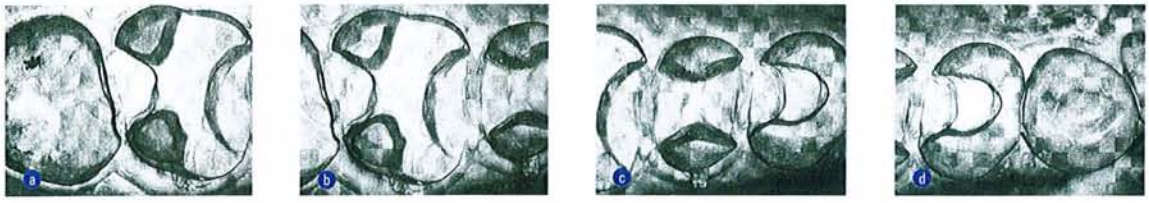
L'acquisition doit être réalisée sur la préparation mais également sur les dents adjacentes pour les points de contact et sur les dents antagonistes pour l'occlusion. La caméra doit être parfaitement immobile lors de la prise d'empreinte pour éviter le flou

cinétique se caractérisant par des stries et des ondulations sur le modèle virtuel. L'embout du Cerec 3® permet de stabiliser la caméra de part et d'autre de la préparation sur les dents mésiale et distale. En cas d'absence d'une dent distale, on peut s'appuyer sur le crampon de la digue. L'embout ne doit pas toucher les préparations car le dépôt de poudre provoque des artéfacts [162].

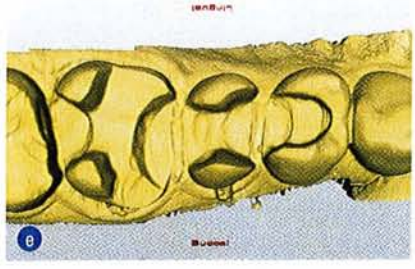
Simulation clinique où l'embout de la caméra prend appui en mésial et en distal de la préparation [131]

La préparation étant de dépouille, il est aisé d'enregistrer les surfaces en une seule acquisition dans l'axe d'insertion de la future restauration. L'image filmée par la caméra est visualisée en temps réel sur l'écran avec un agrandissement de 15 à 20 fois en actionnant une pédale et en la maintenant enfoncée. Lorsque la capture paraît optimale, la pédale est relâchée et l'image est gelée. Si elle est correcte, elle est enregistrée.

La distance focale de la caméra est de 10 mm donc toute profondeur supérieure à 10 mm ne pourra pas être lue nettement [162]. Pour les faces proximales des dents adjacentes à la préparation, il y a des zones en contre-dépouille qui nécessiteront plusieurs acquisitions. Il faut alors anguler légèrement la caméra de maximum 15° pour enregistrer ces zones [130]. Le logiciel peut superposer les images issues de plusieurs acquisitions de la même région et faites sous des angles différents pour disposer de tous les détails. L'empreinte obtenue prendra en compte les contre-dépouilles et le modèle virtuel sera issu d'une moyenne des acquisitions. Le logiciel est aussi capable de mettre en continuité plusieurs acquisitions d'une région plus étendue allant jusqu'à un quadrant.



Multiples acquisitions sur 26-27 en a, 25-26 en b, 24-25 en c, 23-24 en d [131]



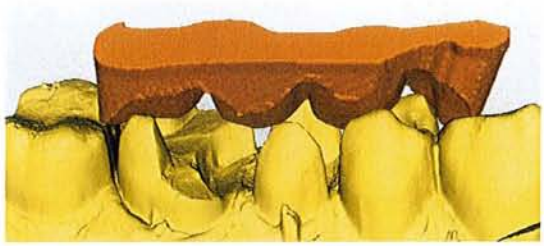
Modèle virtuel obtenu par fusion et moyennage des acquisitions précédentes [131]

III.2.4.7.3. Acquisition optique des dents antagonistes

Pour enregistrer les surfaces qui seront en contact avec les futures restaurations, il faut réaliser un mordu d'occlusion avec un silicone conventionnel. Ce mordu doit être laissé dans la préparation et poudré. Certains silicones spécifiques comme le METAL-BITE® (de R-dental) ne nécessitent pas de poudrage.

Une seconde empreinte optique est prise sur ce mordu poudré. Le logiciel combine les deux empreintes et établit le modèle virtuel avec les dents antagonistes à la préparation. Lorsque plusieurs préparations sont présentes sur un quadrant, le logiciel peut combiner et mettre bout à bout les empreintes « primaires » des préparations et les empreintes « secondaires » des dents antagonistes.

Préparation partielle pour inlay occluso-lingual sur 36. L'application d'un silicone en mordu est poudré et enregistré par la caméra [131]



Modèle virtuel d'un quadrant représentant les différentes préparations ainsi que les surfaces antagonistes. Le logiciel Cerec® a moyenné les différentes acquisitions [131]

III.2.5. Les provisoires

Pour les restaurations périphériques, les prothèses provisoires sont indispensables lors de l'étape de temporisation pour protéger les tissus dento-parodontaux, éventuellement préparer le parodonte, et valider un choix occlusal ou esthétique.

A l'inverse, pour les restaurations partielles, l'étape de temporisation est facultative (si technique semi-directe) et compliquée à gérer par le clinicien surtout pour des préparations peu rétentives. Les prothèses provisoires n'étant pas étanches, il faudra limiter autant que possible leur durée de séjour sur les préparations.

III.2.5.1. Objectifs

Les prothèses provisoires ont les fonctions suivantes [113] :

- Assurer temporairement le remplacement des dents préparées ou absentes en restituant la fonction et l'esthétique.
- Protéger les dents supports des agressions physico-chimiques, mécaniques et bactériennes.
- Maintenir la dent préparée dans une situation stable au niveau inter-arcades et intra-arcade.
- Eventuellement tester la tolérance fonctionnelle et biologique d'une occlusion nouvelle ou l'acceptation du résultat final au niveau esthétique. Cet objectif s'applique surtout aux restaurations périphériques antérieures pour l'aspect esthétique, et aux restaurations périphériques postérieures pour l'aspect mécanique (validation d'un choix de concept occlusal).

III.2.5.2. Cahier des charges

Une prothèse provisoire idéale doit répondre aux mêmes critères de qualité que la prothèse définitive. Elle doit répondre aux critères suivants [113] :

* Avoir des lignes de finition, formes de contour et profils d'émergence corrects.
* Permettre un accès à l'hygiène.
* Avoir des points de contacts assurant une stabilité intra-arcade.
* Etre en occlusion réglée pour une stabilité inter-arcades.
* Avoir des embrasures gingivales non agressives pour le parodonte.
* Avoir un état de surface poli pour diminuer l'adhérence de la plaque dentaire.
* Etre de réalisation facile et rapide car c'est la dernière étape de la séance.
* Etre modifiable par adjonction ou soustraction de matériau.
* Ne pas être agressif pour les tissus pulpaires.
* Ne pas avoir une prise trop exothermique pour ne pas échauffer les tissus pulpaires.
* Avoir une faible conductivité thermique.
* Etre d'une teinte acceptable.
* Etre d'un coût abordable.

Les matériaux de choix sont les résines acryliques ou les composites.

III.2.5.3. Techniques

Les provisoires peuvent être réalisées en technique directe ou semi-directe. Elles doivent être scellées avec un ciment de scellement provisoire qui devra impérativement ne pas contenir d'eugénol car celui-ci inhibe la polymérisation.

III.2.5.3.1. En semi-direct

La technique de choix est l'isomoulage. Dans cette technique, on a des procédures intrabuccales et extrabuccales. Elle nécessite que la dent initiale ait une morphologie convenable avant la taille. Si la dent a une forme adéquate et une occlusion correcte, on réalise une surempreinte avec un silicone putty polymérisant par condensation au début de la séance, avant la taille. Cette clé permettra de confectionner une restauration provisoire reproduisant cette anatomie. On utilise de la résine acrylique standard que l'on verse dans la surempreinte puis on la replace sur la préparation préalablement isolée avec de la vaseline. Des mouvements d'insertion-désinsertion évitent le contact prolongé de la dent avec la résine (prise exothermique) et permettent un retrait plus facile (rétraction de prise) après durcissement total. La restauration est désinsérée puis retouchée à la fraise Buffalo sur pièce à main. Cette technique permet de mettre en évidence des contre-dépouilles et d'apprécier la rétention mécanique de la préparation.

Il existe des résines composites destinées aux restaurations partielles provisoires qui restent plastiques après la prise comme le Luxatemp® (DMG). Lorsque deux préparations partielles ont une face proximale en vis-à-vis, on peut réaliser les deux provisoires d'une seule pièce de manière à simplifier la procédure clinique et augmenter la rétention.

Provisoires réalisées au Luxatemp® sur deux préparations partielles adjacentes. Le matériau composite est injecté dans la clé d'isomoulage [194]

La restauration finalisée est scellée avec un ciment provisoire sans eugénol comme le Durelon® vaseliné, le Provilink®, le Freegenol® ou le Temp Bond® non eugénolé. L'occlusion est réglée de manière à avoir des contacts légers après scellement.

III.2.5.3.2. En direct

Elle utilise des résines composites directes spécifiques comme le récent Systemp® d'Ivoclar-Vivadent. Il y a deux formes : Systemp.inlay® et Systemp.onlay®, en deux conditionnements : seringue et compule, avec deux teintes : transparent et universel.

La version inlay est utilisée pour des préparations rétentives, le matériau reste élastique après polymérisation.

La version onlay de consistance plus ferme est adaptée aux préparations peu rétentives, elle reste rigide après polymérisation. Il n'y a aucun mordançage ni adhésif utilisé.

La matrice monomère de Systemp.inlay® se compose de diméthacrylate polyesteruréthane. Les charges se composent de silice et de copolymères. Elle contient aussi du triclosan (antibactérien), des catalyseurs, des stabilisants et des pigments. La composition de Systemp.onlay® est semblable avec des monomères de triglycol éthyle méthacrylate en plus dans la matrice.

La mise en place d'un désensibilisant dentinaire (Systemp Desensitizer®) en brossant la dentine pendant 10 secondes puis en séchant 5 secondes est recommandé par le fabricant avant l'insertion du composite. L'autre avantage de ce produit est la présence de glutaraldéhyde qui a un rôle désinfectant. Si un fond de cavité est présent (CVI, CVIMAR, composite fluide), il faut l'isoler avec de la glycérine (comme le Liquid-Strip®). Des matrices peuvent être utilisées si nécessaire. Ensuite, le composite peut être inséré dans la cavité avec une épaisseur pouvant atteindre 4 mm, puis photopolymérisé 20 à 40 secondes suivant la puissance de la lampe. Puis, la matrice est retirée et l'occlusion est réglée. Des retouches par adjonction avec des composites classiques est possible. Tirlet et Attal estiment que l'absence de scellement des provisoires Systemp® est une erreur car l'étanchéité est insuffisante. Il faudra donc après polymérisation et mise en forme, désinsérer la provisoire et la sceller avec un ciment au polycarboxylate de zinc vaseliné.

L'intérêt de ce produit est le caractère antibactérien du produit désensibilisant et du triclosan contenus dans le composite, ce qui permet de pallier pour une période courte au caractère non étanche de la restauration provisoire même scellée.

Elasticité après polymérisation du Systemp.inlay® à gauche comparé à la rigidité du Systemp.onlay à droite (documents du fabricant)

La restauration provisoire n'a pas le même rôle suivant que la préparation est périphérique ou partielle. Pour une prothèse périphérique, elle peut permettre une mise en condition gingivale avant l'empreinte, un essai d'une occlusion modifiée ou de préfigurer l'aspect final. Pour une restauration partielle, elle ne sert qu'à protéger les tissus amélo-dentino-pulpaires. Le délai entre la mise en place de la provisoire et le collage doit être le plus court possible, idéalement une semaine.

III.3. Séance d'assemblage

III.3.1. Evaluation de la restauration d'usage

La première étape est de vérifier la qualité du travail prothétique sur le modèle de travail remis par le laboratoire. On vérifie l'adaptation marginale sur les limites tracées, l'insertion-désinsertion, l'absence d'usure sur le plâtre et l'aspect esthétique. Par transillumination on vérifie également l'absence de fêlure ou de fracture.

Si l'intrados a été mordancé, il a un aspect givré et opaque. Si la restauration est inadéquate sur le modèle, il est inutile de l'essayer en bouche car le résultat sera encore moins bon.

III.3.2. Dépose des restaurations provisoires

Elle doit se faire délicatement avec une spatule à bouche, une curette, un CK6 ou un excavateur. Si une limite est périphérique on peut utiliser un arrache-couronne. Certains matériaux provisoires gardent une certaine élasticité ce qui rend la désinsertion plus aisée. Un instrument fin placé à l'interface permet la plupart du temps la désinsertion. Pour les matériaux rigides sur une préparation rétentive, un fraisage peut être nécessaire. Dans ce cas, il faudra veiller à ne pas toucher les tissus dentaires.

III.3.3. Mise en place du champ opératoire

L'utilisation de la digue est indispensable pendant les procédures de protection pulpaire (mise en place de bases ou liners) et de collage quelle que soit la technique utilisée [97]. Le collage doit s'effectuer en l'absence totale d'humidité. La pérennité du travail prothétique est intimement liée à la qualité du collage effectué. Besnault a montré que l'étanchéité interfaciale d'un inlay collé ne pouvait pas être assurée dans un environnement humide [19]. Le choix du matériel adéquat s'avère donc primordial pour créer des conditions idéales.

III.3.3.1. Historique

Décrite en 1865 par Barnum, la digue est l'unique moyen d'obtenir un champ opératoire étanche en odontologie. Elle ne doit pas être considérée comme un élément de complication mais comme un moyen d'assurer un confort de travail pour le praticien et le patient, d'isoler efficacement la ou les dents à reconstituer et d'assurer l'asepsie du champ opératoire [149].

III.3.3.2. Matériel utilisé

Un champ opératoire étanche nécessite l'utilisation du matériel adéquat :

- La feuille de digue : généralement sous forme de feuilles carrées en latex de 5x5 ou 6x6 pouces, en plusieurs épaisseurs : fine, moyenne, épaisse et très épaisse. La digue épaisse ou très épaisse permet de créer une tension suffisante pour repousser la gencive marginale et ainsi faciliter l'accès aux limites des cavités. Il existe des feuilles en nitrile pour les patients allergiques au latex.

- Le crampon (ou clamp) : c'est l'élément le plus important car c'est lui qui va maintenir la digue autour de la dent sur 4 points d'appui, en dessous de la ligne de plus grand contour. Il doit être parfaitement stable, assurer la rétention de la digue et permettre une bonne étanchéité. Il existe une gamme importante de clamps adaptée à chaque configuration clinique : incisive, prémolaire, molaire maxillaire ou mandibulaire.

Indications		Ref Ivory	Ref Hygienic	Ref Hu-Friedy
Molaires maxillaires et mandibulaires	a	W7	3	8
Molaires dont la contre-dépouille est sous-gingivale	b	8	14 ou 14A	7A
Molaires maxillaires	c	26 N	W8	W4 ou 26N
Prémolaires maxillaires et mandibulaires	d	W1	W2A	27N
Clamps à ailettes pour prémolaires	e	2	00	209
Clamps papillons pour le groupe incisivocanin et petites prémolaires	f	9	W9	212
	g	212	212	212SA

Liste non exhaustive des clamps disponibles [149]

Lorsque la tenue du crampon n'est pas suffisante car la dent ne présente pas de ligne de plus grand contour, sa rétention peut être assurée par un point de composite fluide. Chez les jeunes patients lorsque la ligne de plus grand contour est sous-gingivale ou quand une limite est juxta-gingivale, il faudra choisir un crampon avec des mors inclinés cervicalement afin de passer sous la ligne.

Le clamp de droite a des mors inclinés plongeants permettant de placer la digue sur des limites de préparations basses ou de passer sous la ligne de plus grand contour de dents très convexes [149]

- La pince à perforer (ou pince d'Ainsworth): le diamètre du trou doit être adapté à la dent concernée et la perforation doit être nette pour ne pas risquer une déchirure de la digue lors de sa mise en place. De plus, la perforation doit être réalisée au bon endroit de manière à positionner le champ opératoire symétriquement. Des gabarits permettent de positionner le(s) trou(s) au bon endroit en fonction de la(des) dent(s) concernée(s).

- La pince à clamp : elle sert à écarter les mors du crampon afin de le placer sur la dent adéquate. Sur chaque mors de la pince, une encoche permet la préhension et la stabilisation du crampon. Cette encoche a tendance à s'émousser avec le temps, il est essentiel de la maintenir en bon état par meulage afin d'assurer un bon maintien du crampon sur la pince. Il en existe différents types, les critères à prendre en compte sont : la maniabilité, le dégagement du champ visuel, la qualité du ressort de rappel et de l'élément de blocage de la pince ouverte, l'efficacité du blocage du clamp dans les encoches et la facilité du retrait de la pince après la pose du clamp sur la dent.

III.3.3.3. Techniques

Après le choix du matériel adéquat, il faut s'assurer de la bonne stabilité du clamp avec une précelle. Ensuite, il faut perforer la feuille de digue au bon endroit en s'aidant d'un gabarit. On doit placer la boucle du clamp en distal et sur la dent distale de la ou des dents concernées par le collage. Si les deux quadrants de l'arcade sont concernés par le collage, deux crampons sont placés sur les dernières molaires.

Le crampon de la digue doit être placé si possible sur la dent distale à la restauration en incluant éventuellement les 2 prémolaires [174]

Il existe trois techniques pour poser la digue sur les dents postérieures :

* Technique du « clamp d'abord » : on positionne le crampon (sans ailettes) de manière stable sur la dent distale. Ensuite, on passe la feuille de digue autour du crampon au niveau de la perforation. Puis, on englobe les dents adjacentes, concernées par un collage ou non, dans les autres perforations. Du fil dentaire sert à maintenir la digue dans les espaces interdentaires.

* Technique de pose avec un crampon à ailettes : les ailettes du crampon sont passées dans la perforation de la digue. Puis, le crampon est posé sur la dent distale. Une fois le crampon mis en place de manière stable, la feuille de digue est passée sous les ailettes avec une spatule à bouche.

* Technique de pose en parachute : la boucle du crampon est passée dans la perforation, puis la feuille de digue est repliée à la manière d'un parachute. Le crampon est mis en place sur la dent puis la feuille est passée sous le crampon à l'aide d'une spatule.

Pour parfaire ou corriger un manqué d'étanchéité du champ opératoire, il existe des matériaux de calfatage pour colmater les brèches. Certains auteurs préconisent l'utilisation de ciments provisoires comme le Cavit®. Ultradent propose le matériau Oraseal® en seringue et en deux viscosités. Le produit doit être appliqué sous le clamp, sous la digue. Ces matériaux doivent néanmoins être utilisés de manière exceptionnelle et avec parcimonie [149].

III.3.4. Essayage de la pièce prothétique

Avant d'assembler la restauration aux tissus dentaires il est nécessaire de vérifier la qualité de cette restauration sur le modèle de travail puis sur la préparation après avoir éliminé la provisoire et nettoyé la cavité.

III.3.4.1. Débridement des tissus dentaires

C'est la première étape de conditionnement au niveau des préparations. On utilise soit une sableuse type Rondoflex® (Kavo) soit une brossette enduite d'une pâte avec de la ponce. Le Rondoflex® est une sableuse utilisant l'air-abrasion humide. Le jet de particules de corindon est entouré d'une gaine d'eau. Deux granulométries sont disponibles : 50 µm et 27 µm, ainsi que 4 buses de diamètres et d'orientations différents. Afin de rendre la surface suffisamment rugueuse, des grains de 50 µm sont préférables. Les particules vont légèrement abraser la surface ce qui permet de nettoyer les éventuels dépôts et de préparer les surfaces au mordançage acide. Il faudra ensuite rincer la cavité et la sécher sans assécher la dentine. Ainsi, la pièce prothétique pourra être essayée dans une cavité parfaitement propre sans risque de contamination de l'intrados.

Système Rondoflex® de Kavo avec une buse à angle droit. Le raccord est le même que celui d'une turbine

III.3.4.2. Manipulation de la restauration

Une restauration partielle surtout en céramique est délicate à manipuler avec les doigts. L'utilisation d'une goutte de cyanoacrylate (Cyanolite®) déposée sur l'extrados prothétique en association à une microbrush permet une manipulation aisée. Des sticks en plastique avec une extrémité collante permettent également une manipulation sans risque. D'autres auteurs utilisent un fouloir à amalgame sur lequel on dispose à l'extrémité une pâte thermoplastique (Pâte de Kerr®) afin de fixer l'élément prothétique.

Essayage de la pièce prothétique après l'avoir collée sur une microbrush au cyanoacrylate [194]

III.3.4.3. Contrôle clinique

III.3.4.3.1. Contacts proximaux

Il faut évaluer la force des points de contacts avec un fil ou un ruban dentaire ciré. Si les contacts sont trop forts, il faut retoucher légèrement les faces proximales des dents adjacentes et non la céramique. Si un contact est absent, il faut refaire la restauration. Avec la céramique, il est préférable de ne jamais la tailler avant le collage.

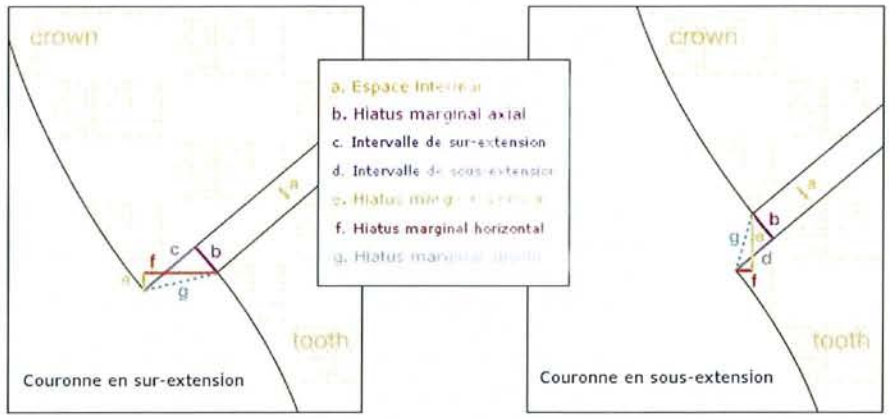
III.3.4.3.2. Insertion

On vérifie que l'insertion totale de la restauration est possible sans forcer. Si l'insertion est difficile, il ne faut pas forcer car cela provoquerait une fracture de la céramique. Dans ce cas, un matériau silicone basse viscosité (comme le Fit Checker® de GC) pourra être déposé sur l'intrados afin de mettre en évidence les zones de friction à retoucher. Dans le cas extrême où une retouche est nécessaire, il sera nécessaire de retoucher la cavité plutôt que la restauration car la céramique non collée est très fragile. Si l'insertion totale « résiste », cela va perturber la phase de collage, la restauration risque de ne pas être insérée au maximum. Dans ce cas, le hiatus marginal sera trop important et les retouches occlusales seront nombreuses. Une restauration mal collée devrait être refaite.

III.3.4.3.3. Adaptation marginale

L'adaptation marginale de l'élément prothétique, qu'il soit partiel ou périphérique, va conditionner la qualité du collage et la longévité de la restauration. Le critère de qualité et de succès essentiel d'une restauration est l'adaptation marginale [20].

Voici comment on peut caractériser les distances entre la dent et sa restauration :



Terminologie des espaces dento-prothétiques par HOLMES (traduit de l'anglais) [84]

Holmes définit le hiatus marginal absolu comme la combinaison angulaire des erreurs d'ajustage vertical et horizontal [84]. Cet espace définit le degré de qualité d'une restauration prothétique ayant une limite marginale sur une face axiale.

Christensen a calculé les valeurs d'inadaptation marginale cliniquement décelables par le clinicien. Pour une restauration avec des limites infra-gingivales, les valeurs d'inadaptation marginale peuvent être décelées dans un intervalle compris entre 34 et 119 µm. Pour une restauration avec des limites supra-gingivales, l'intervalle est compris entre 2 et 51 µm [35]. Plus les limites sont profondes, moins il sera évident de déceler une inadaptation marginale cervicale de la restauration.

McLean a établi qu'un gap marginal axial cliniquement acceptable est de 120 µm [123]. Une mauvaise adaptation marginale provoque une dissolution du joint collé, des micro-décollements, une inflammation gingivale et augmente la rétention de plaque et la prévalence des caries secondaires [20].

La qualité de l'adaptation marginale n'est pas dépendante du type chimique de céramique utilisée ni de son mode d'élaboration. Toutes les études calculant les valeurs de gaps marginaux sur les différentes céramiques in vitro et in vivo publient des résultats très variables d'une mesure à l'autre pour un même matériau [38]. Elle est opérateur-dépendante au niveau du dentiste mais aussi du prothésiste.

Au niveau du dentiste c'est principalement la qualité de l'empreinte, et au niveau du prothésiste c'est la précision dans le respect des procédures d'élaboration.

Une légère sur-extension peut être corrigée après le collage avec des instruments rotatifs si la limite est accessible. Une sous-extension importante est irrécupérable, la restauration devra être refaite. Si la restauration est ajustée sur le modèle de travail et en sous-extension en bouche, c'est l'empreinte qui est déformée. Dans ce cas, il faudra recommencer l'empreinte et la restauration.

III.3.4.3.4. Esthétique

On doit vérifier l'intégration esthétique de la restauration au niveau de la morphologie et de la couleur. Si la couleur de la restauration est identique à celle de la dent, on utilisera plutôt une teinte de colle transparente. Si la couleur est plus claire, on choisira une teinte de colle plus opaque.

III.3.5. Assemblage

Une fois la restauration essayée et validée, il faut la nettoyer en la trempant quelques minutes dans une solution d'alcool modifié, éventuellement dans un bac à ultrasons.

III.3.5.1. Traitement des surfaces

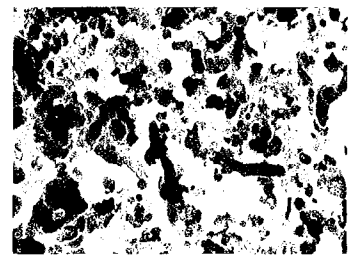
Les conditionnements des surfaces concernent la préparation d'une part, et l'intrados de la pièce prothétique d'autre part, quel que soit le type de colle utilisé. Suivant le type de céramique, les procédures varient.

1- Mordançage des tissus dentaires : Pour les adhésifs type M & R, le mordançage total (total etch) déminéralise les tissus amélaires et dentinaires en même temps. La concentration de l'acide variant de 10 à 40 %, il faudra ajuster le temps d'application en fonction. L'émail étant mordancé moins longtemps que la dentine (20 à 30 secondes pour l'émail contre 10 à 15 secondes pour la dentine), le gel sera d'abord déposé sur l'émail puis ensuite sur la dentine. Il faut ensuite rincer à l'eau abondamment pendant 30 secondes et sécher modérément. Après cette étape, l'émail prend un aspect crayeux.

Pour les colles auto-adhésives et les colles utilisant des adhésifs type SAM, il est recommandé de mordancer seulement l'émail à l'acide orthophosphorique à 37 % pendant 30 secondes minimum de manière à majorer les rétentions créées.

La pose d'une matrice autour de la dent permet de protéger les dents adjacentes du mordançage. Cette matrice est laissée jusqu'à la mise en place de l'adhésif.

-> Au niveau amélaire, le mordançage va permettre de créer des micro-anfractuosités ce qui va augmenter la surface disponible donc la rétention mécanique, et d'augmenter l'énergie de surface ce qui va favoriser l'étalement des primers.
-> Au niveau dentinaire, le mordançage va permettre d'éliminer (adhésifs M & R) ou de modifier (adhésifs SAM) la smear layer et d'exposer le réseau collagénique à la future imprégnation des agents de couplage primaires.



Effets du mordançage sur l'émail à gauche (brochure Optibond All-in-One®) et sur une vitrocéramique à droite [34]. On peut noter la similarité des surfaces qui présentent des anfractuosités augmentant de ce fait la surface disponible

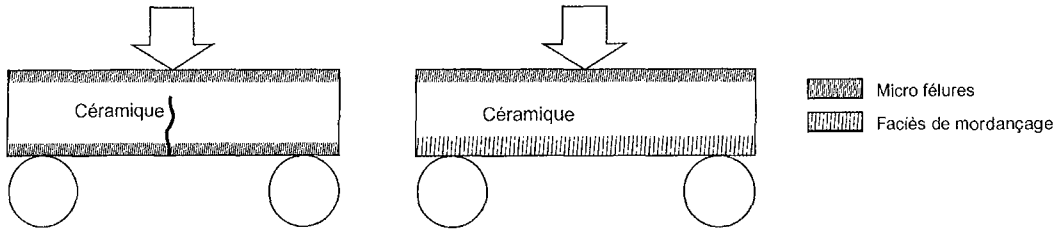
2- Désinfection des tissus dentaires (facultatif): C'est une étape facultative dont l'efficacité n'a pas été démontrée cliniquement. Après le rinçage du mordançage et le séchage (en laissant une dentine humide), la préparation est rincée avec une solution à base de digluconate de chlorhexidine (type Cavity Cleanser® de Bisico) [196].

3- Sablage de la restauration : Elle concerne surtout les restaurations en céramique polycristalline. Yang [209] a démontré que la salive en contact avec la zircone diminuait fortement l'adhésion et que le sablage était le meilleur moyen de nettoyer les surfaces sans toutefois égaler les valeurs d'adhésion d'une zircone non imprégnée de salive. L'essayage des restaurations en zircone doit donc être effectué sur des préparations totalement sèches car tout contact avec la salive va affecter de manière irréversible la qualité du collage qui va en plus diminuer davantage dans le temps [209].

4- Mordançage de la restauration : La pièce prothétique est mordancée à l'acide fluorhydrique pendant 1 minute, soit au cabinet, soit au laboratoire. Après cette étape, l'intrados prend un aspect opaque et givré. Après le mordançage, il faut rincer à l'eau pendant 30 secondes et sécher minutieusement.

Une restauration va subir des forces qui vont s'appliquer sur la surface externe occlusale [169]. La partie interne autrement dit l'intrados va subir ces forces de tension en retour. La céramique a fortiori biphasée contient toujours des micro-fêlures de surface qui peuvent se propager sous une contrainte (à l'exception de la zircone) et entraîner une fracture irrémédiable. L'hypothèse a été émise que le mordançage élimine les micro-fêlures donc renforce indirectement la structure de la céramique [169].

Il a été démontré in vitro que des poutres de céramique dont la surface interne à la contrainte a été polie soigneusement jusqu'à une haute brillance étaient plus résistantes à la fracture [64].



Une contrainte mécanique appliquée sur l'extrados initie dans le même axe une tension sur l'intrados. Le mordançage de cet intrados permet d'éliminer les micro-défauts de surface donc les risques de propagation d'une fêlure en fracture [169]

5- Décontamination de la restauration (facultatif): La pièce prothétique peut être désinfectée dans un bac à ultrasons contenant de l'alcool pendant 3 à 4 minutes.

6- Silanisation de la restauration : La silanisation va permettre une accroche moléculaire de la structure prothétique sur les polymères de l'agent de collage lui-même lié chimiquement à l'hydroxyapatite des tissus dentaires, tout en améliorant l'étalement des matériaux d'adhésion. Barghi a étudié l'influence de la durée d'application du silane et d'un éventuel traitement thermique [13]. La conclusion est que la durée d'application sur l'intrados prothétique doit être de 3 minutes minimum et que le traitement thermique à chaud permet d'augmenter l'efficacité du silane par élimination de l'eau et des contaminants. Un bon compromis est de laisser le solvant du silane s'évaporer à l'air libre pendant une minute puis de l'évaporer à l'air chaud ou au spray à air (en veillant à ne pas envoyer d'humidité) pendant 2 minutes.

La capacité de la céramique à être mordancée et silanée est liée à sa structure chimique et notamment à la présence d'une phase vitreuse riche en silice amorphe. Ainsi, les céramiques polycristallines (alumine, zircone) ne peuvent être ni mordancées ni silanées. Un traitement tribochimique permet d'accrocher des particules de silice qui pourront être silanées pour adhérer aux tissus dentaires par l'intermédiaire des polymères du composite de collage. Ce traitement peut être réalisé au cabinet (système CoJet®) ou au laboratoire (système Rocatec®).

7- Mise en place d'un agent de liaison sur l'intrados prothétique : Ceci ne doit être effectué que pour certains adhésifs.

8- Procédure de collage : Mise en place des primers, de la résine adhésive et de la colle.

III.3.5.2. Procédures de collage

A ce stade, la préparation et les restaurations sont prêtes pour l'adhésion. Le collage doit être réalisé le plus rapidement possible après évaporation du solvant du silane sur la pièce prothétique. Suivant le type de colle utilisé (sans potentiel adhésif, avec potentiel adhésif, auto-adhésive), la procédure clinique varie. Cette procédure est délicate car elle ne pardonne aucune erreur de mise en œuvre. Si la rétention de la restauration est suffisante, un scellement adhésif peut être indiqué. Nous évoquerons également une proposition de scellement optimisé qui est encore à l'étape expérimentale.

III.3.5.2.1. Recommandations générales

Les matériaux d'assemblage résineux (acryliques) sont sensibles à l'environnement et à la manipulation de l'opérateur. Ces recommandations permettent de ne pas affaiblir les capacités d'adhésion [75]:

1- Avant l'application :

- Lire scrupuleusement la notice et appliquer à la lettre toutes les recommandations du fabricant surtout en ce qui concerne la durée des étapes.
- Agiter les flacons pendant plusieurs secondes afin d'homogénéiser les composants surtout si une bille est contenue dedans.
- Conserver les adhésifs et les colles à la température indiquée par le fabricant et à l'abri de la lumière. Certains adhésifs ne devraient pas être conservés à une température supérieure à 8 °C (Adper Easy Bond®, Xeno IV®).
- Vérifier la date de péremption des matériaux et ne pas les utiliser si elle est dépassée.

2- Pendant l'application :

- Utiliser un godet de mélange propre et fermé. Ceci permet de pouvoir conserver l'adhésif quelques dizaines de minutes.
- Appliquer sur l'adhésif une bonne pression avec la microbrosse pour favoriser la pénétration des composants nécessaires à l'hybridation [47].

a- Pour les adhésifs type SAM : un massage de la surface dentaire est indispensable pendant un temps plus ou moins long. Ceci augmente la déminéralisation et la pénétration de l'adhésif dans la structure dentaire et améliore l'interpénétration adhésif/collagène. De plus, il faut respecter le temps de séchage. Un temps de séchage court donne toujours les plus mauvais résultats [68]. L'excès de solvant (non évaporé) dilue les espèces réactives d'où la présence de zones mal polymérisées et de porosités

pouvant provoquer des fractures adhésives de l'interface. Le séchage doit être progressif pour figer la couche puis plus puissant [47].

b- Pour les adhésifs type M & R : une dentine humide est nécessaire avant l'application du primer surtout pour les M & R 2. Si la surface est trop humide, de l'eau sera incorporée à l'adhésif créant des défauts à l'interface. A l'inverse, un séchage de seulement 3 secondes suffit à provoquer un collapsus du collagène empêchant la pénétration de l'adhésif créant un hiatus marginal et/ou des sensibilités post-opératoires. Une technique est rapportée pour maîtriser l'humidité de la dentine [45]:

-> Sécher modérément 1 à 2 secondes la préparation à l'air seul en se rapprochant des surfaces dentaires.

-> Prendre une boulette de coton ou une microbrush et l'imprégner d'eau.

-> Essorer la boulette ou la microbrosse sur un papier absorbant.

-> Passer le coton ou la boulette sur les surfaces. Cà éliminera l'eau en excès et çà humidifiera les zones trop sèches.

3- Après l'application :

- Après le dépôt de l'adhésif et avant la polymérisation, il faut contrôler visuellement que toute la surface est uniformément brillante. Si une zone mate est présente, il faut redéposer une couche d'adhésif [47].
- Le temps de polymérisation des adhésifs et des colles doit être augmenté. L'étude de Cadenaro de 2005 [31] démontre que si la photopolymérisation est augmentée de 20 secondes par rapport au temps indiqué par le fabricant, le taux de polymérisation (taux de conversion) augmente et accroît la performance des adhésifs en augmentant leur micro-dureté et en diminuant leur perméabilité.
- Il est préférable de déposer la colle sur l'intrados prothétique pour éviter une prise trop rapide du matériau dans la préparation.
- Le soir, il est préférable de conserver les adhésifs et les colles au frais surtout pour les systèmes auto-mordançants (SAM 1) car ils sont plus sensibles à l'hydrolyse [47].

III.3.5.2.2. Pour une colle sans potentiel adhésif

Les colles SPA nécessitent un traitement de surface spécifique et l'application d'un système adhésif. Toutes les colles ont une prise duale c'est-à-dire photochimique.

L'adhésif adjoint peut être soit un M & R soit un SAM, le plus souvent un M & R 2 (mordançage et rinçage en 2 étapes). L'adhésif peut être à prise duale ou photopolymérisable. Le Multilink automix® est une exception car il utilise un adhésif chémopolymérisable.

Ainsi, pour un même type de colle, la procédure de collage peut varier.

Nous allons détailler les deux cas de figure :

- Cas des colles combinées à un adhésif M & R dual ou photopolymérisable.

Par exemple, le Variolink II® est une colle à prise duale combinée à l'adhésif Excite DSC® (fourni par le fabricant) qui est à prise duale également. Le Choice® est une colle à prise duale qui peut être combinée à l'adhésif One-Step® (non fourni par le fabricant) qui est photopolymérisable.

- Cas des colles combinées à un adhésif SAM : Par exemple, le Multilink automix® est une colle duale combinée à un adhésif SAM chémopolymérisable.

A. Procédure pour une colle associée à un adhésif M & R

Voici les procédures communes à un grand nombre de colles, certaines procédures et leurs durées varient d'un produit à l'autre :

- Choix de la teinte de la colle. Il existe des teintes transparentes ou opaques.
- Mordançage total (total etch) de l'émail pendant 30 secondes et de la dentine pendant 10 à 15 secondes maximum.
- Rinçage abondant et séchage soigneux sans assécher la dentine en appliquant les recommandations précédemment citées.
- Pour un adhésif M & R 2, le primaire est d'abord déposé sur la dentine humide puis étalé au spray à air.
- Mise en place de l'adhésif (contenant les primers et la résine adhésive pour un M & R 2 ou seulement le bonding pour un M & R 3) en frottant la dentine avec une microbrush sur toutes les parois et dans plusieurs directions.
- Répartir soigneusement l'adhésif avec le spray à air afin d'éliminer le solvant en se rapprochant de la dentine. Si cette étape n'est pas correctement réalisée, la restauration risque de ne pas pouvoir s'insérer à fond après la polymérisation.
- Photopolymérisation de l'adhésif y compris pour les adhésifs duals.
- Pour certains adhésifs, il faut appliquer un agent de liaison sur l'intrados prothétique. Par exemple, l'adhésif Syntac® est un M & R 3 qui utilise des primers (Syntac Primer®), un bonding (Syntac Adhesive®) et un agent de liaison (Heliobond®). Les primers et la résine adhésive sont déposés sur la préparation, l'Heliobond® lui est déposé sur l'intrados et les surfaces de la préparation.
- Mélange des deux pâtes de composite (base et catalyseur) pour les colles qui ne disposent pas de seringue auto-mélangeuse.
- Enduction de l'intrados prothétique.
- Insertion de la restauration en veillant à l'enfoncer totalement. Il faut maintenir une pression dans l'axe d'insertion. Une surocclusion est vite arrivée et elle est irrécupérable. Il faut préférer un composite de basse viscosité pour faciliter l'insertion. Les ultrasons peuvent être utilisés afin de forcer la restauration à s'enfoncer au maximum.

- Elimination des excès de colle dans les zones accessibles à l'aide d'un flash lumineux de 1 seconde. Le matériau durcit partiellement et peut être éliminé en forçant légèrement avec une sonde.
- Elimination des excès de colle dans les zones proximales à l'aide d'un fil de soie type Superfloss®. Cette étape est primordiale car si les excès ne sont pas éliminés rapidement ils seront nuisibles au parodonte et ne pourront plus être retirés complètement. Le fil doit s'utiliser en veillant à ne pas faire remonter la restauration, en maintenant la pression axiale sur la restauration.
- Application d'une couche de glycérine sur le joint périphérique pour une polymérisation totale du composite au niveau du joint marginal car l'oxygène de l'air va inhiber la prise en surface.
- Photopolymérisation pendant 20 secondes sur toutes les faces. Le temps total de photopolymérisation doit être de 120 secondes minimum.
- La pression sur la restauration peut être retirée après la prise totale ou avant le début de la photopolymérisation.

B. Procédure pour une colle associée à un adhésif SAM

Elle est simplifiée par rapport à celle des colles type Variolink II®. Les avantages de l'adhésif type SAM sont : pas de mordançage préalable, pas de rinçage, pas de gestion de la dentine humide, très peu de sensibilités post-opératoires.

L'adhésif SAM est placé sur la préparation sans conditionnement préalable. Il est étalé au spray à air et photopolymérisé. Les étapes sont ensuite identiques à celles d'une colle type Variolink II®.

Pour le Multilink automix®, il faut mélanger une goutte de chaque flacon Primer A et B®. L'adhésif est déposé sur la préparation en brossant la dentine 15 secondes puis étalé au spray à air (prise chimique uniquement). Ensuite, l'embout automélangeur permet une enduction facile et rapide de l'intrados prothétique. La prise du composite est duale mais la réaction de chémopolymérisation est prépondérante. En fait, l'intérêt majeur de cette colle est que sa prise ne démarre qu'après contact avec son adhésif d'où l'intérêt de déposer le matériau sur l'intrados prothétique [194]. Avec les autres colles, la restauration insérée a toujours tendance à remonter si on relâche la pression (effet « rebond »). Avec cette colle, après 30 secondes le composite a commencé sa prise au contact de l'adhésif. On peut ainsi retirer la pression sur l'inlay et enlever facilement les excès de composite qui ne sont pas encore pris car sans contact avec l'adhésif, en s'aidant d'un flash d'une seconde à l'aide d'une lampe à photopolymériser pour le rigidifier légèrement [194].

III.3.5.2.3. Pour une colle avec potentiel adhésif

Les colles APA contiennent des groupements réactifs mais nécessitent un traitement de surface et l'application de primers sur les surfaces dentaires ou de catalyseurs dans le mélange du composite. La procédure varie légèrement suivant que la colle utilise des primers (Panavia 21®, Panavia F 2.0®) ou des activateurs (Superbond®), et suivant que la colle est chémopolymérisable (Superbond®, Panavia 21®) ou duale (Panavia F 2.0®).

Pour les colles type Panavia, une goutte de chaque flacon de primers (ED PRIMER® A et B pour le Panavia 21®, ED PRIMER II® A et B pour le Panavia F 2.0®) sont mélangées puis le mélange est déposé sur les surfaces dentaires et étalé au spray d'air. Les deux pâtes du composite (Catalyseur et Universel pour le Panavia 21®, A et B pour le Panavia F 2.0®) sont mélangées grâce à une seringue doseuse (le nombre de tours détermine la quantité de matériau) jusqu'à l'obtention d'un mélange lisse et homogène. Puis, la restauration en est enduite et mise en place. La polymérisation est réalisée de manière conventionnelle avec ou sans l'apport de lumière suivant que la colle est duale ou non.

Pour les colles type Superbond®, la procédure de traitement des surfaces dentaires ne met en jeu que le mordançage, il n'y a pas de dépôt de primaires. Des gouttes de catalyseurs sont versées sur les gouttes de monomères avec une seringue spécifique. Puis, la poudre de polymères est incorporée suivant un dosage précis. Le mélange est effectué puis placé sur l'intrados prothétique. La restauration est ensuite placée sur la préparation puis maintenue sous pression. Les excès sont éliminés rapidement avant la prise chimique totale. Pour le Superbond® qui est chémopolymérisable, le retrait des excès est plus difficile.

III.3.5.2.4. Pour une colle auto-adhésive

Les colles AA ne nécessitent aucun traitement de surface. Même si le fabricant ne le signale pas, un mordançage de l'émail est nécessaire car il permet de doubler les valeurs d'adhérence. La dentine ne doit pas être mordancée car cela divise par trois les valeurs d'adhérence [43]. La suite de la procédure est identique à celle décrite précédemment.

III.3.5.2.5. Pour un scellement adhésif

Un traitement de la surface dentinaire à l'aide de la solution GC conditionner® (acide citrique et chlorure ferrique) est nécessaire. Après 15 à 20 secondes, le produit est rincé 5 secondes puis la dent est séchée modérément. Le mélange poudre-liquide et effectué puis le CVIMAR est injecté sur l'intrados de l'inlay. Il faut éliminer les excès dans les 40 à 60 secondes lorsque le matériau se rigidifie un peu et qu'il peut s'éliminer en collerette.

III.3.5.2.6. Pour un scellement optimisé (expérimental)

Shittly a montré que l'association d'un système auto-mordançant (SAM) et d'un CVIMAR de scellement (dans cette étude c'est le Fuji Plus®-GC qui a été utilisé) permettait une augmentation pouvant aller jusqu'à 40 % des valeurs d'adhérence à la dentine [173].

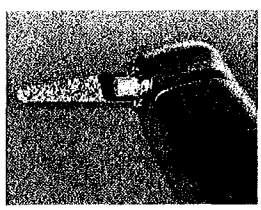
La procédure est la suivante en prenant un SAM 2 comme exemple :
- Traitement de surface avec le premier temps du SAM 2 (primers acides).
- Séchage modéré.
- Mise en place du second temps du SAM 2 (bonding).
- Étalement de cette deuxième couche au spray en veillant à ne pas accumuler d'adhésif dans un angle de la cavité.
- Photopolymérisation.
- Mise en place du CVIMAR.

L'avantage de cette technique est d'avoir un scellement adhésif facile à réaliser compatible avec une adhérence importante. Il n'y a aucun rinçage et les liaisons micromécaniques à l'émail devraient renforcer l'adaptation marginale.

III.3.6. Finitions

D'abord, il faut retirer le champ opératoire et sectionner les brins de la microbrush collée sur l'extrados avec une fraise diamantée fine. L'occlusion doit être vérifiée en occlusion statique (OIM) et dynamique dans les mouvements de propulsion et de latéralité avec un papier d'occlusion épais puis fin. Les contacts trop importants sont éliminés avec des fraises diamantées de fine granulométrie sur turbine sans spray.

Ensuite, il faut éliminer les débords de colle sur toutes les faces de la dent pour éviter une agression du parodonte. On peut utiliser des strips diamantés ou des fraises diamantées de faible granulométrie (sans eau). Le système Profin® (Dentatus) est un contre-angle ayant un mouvement oscillatoire sur lequel peuvent être montées des bandes diamantées. Il permet de polir et d'éliminer de petits excès de matériaux de collage dans les zones interdentaires.



Contre-angle Profin® (Dentatus) avec une bande diamantée

La restauration est ensuite polie à l'aide de pointes montées et de cupules en silicone sur contre-angle avec spray, sur la surface et au niveau du joint marginal pour que la continuité entre les tissus dentaires et les surfaces prothétiques soit parfaite.

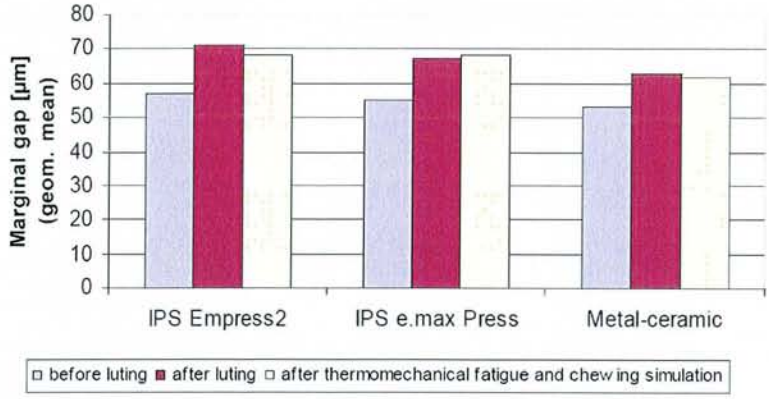
Une radiographie rétrocoronaire en mordu (bite-wing) post-collage permet de vérifier l'insertion correcte de la restauration, d'objectiver la minceur de l'interface et de visualiser d'éventuels excès de colles dans les embrasures. C'est comme dans un traitement endodontique où on vérifie la qualité de l'acte. Dans le cas où des excès de colle importants subsistent entre les dents, c'est un échec du collage et c'est irréparable.

Ce mordu montre d'une part un joint de colle trop épais sur les restaurations de 26 et 27 (qui n'ont pas été insérées à fond lors de l'assemblage) et des excès de colles dans les espaces proximaux

III.4. Séances de contrôle et de suivi

III.4.1. Evolution du joint dento-prothétique

L'action de coller la restauration va légèrement augmenter la distance entre la dent et la pièce prothétique. Stappert [183] a calculé le gap marginal (ou hiatus marginal axial) sur des bridges à 3 éléments en 3 temps : avant collage, après collage au Variolink II® et après fatigue thermomécanique par simulation de mastication (120.000 cycles, 49N, température 5/55°C). Les 3 matériaux utilisés sont : l'Empress II®, l'e.max Press® et la combinaison céramo-métallique traditionnelle. Les résultats sont les suivants :



Gap marginal (en µm) sur des bridges 3 éléments Empress II®, e.max Press® et céramo-métallique avant et après collage, et après fatigue thermomécanique [183]

On remarque que le gap mesuré est légèrement supérieur à 50 µm avant collage et qu'il est similaire entre une restauration plurale en céramique pressée et une restauration céramo-métallique. Après collage, il augmente légèrement d'une dizaine de µm. Après fatigue thermomécanique le gap rediminue très légèrement sous les pressions occlusales de quelques µm sans toutefois retrouver les valeurs avant collage.

III.4.2. Suivi clinique et radiologique

Le suivi est d'autant plus important que le patient a un risque carieux élevé. Le premier suivi a lieu dans tous les cas une à deux semaines après l'assemblage. Il permet d'évaluer l'hygiène du patient, l'adaptation des restaurations collées, l'absence de signe d'algie (douleur au chaud ou au froid). Il permet aussi de repolir toutes les dents, contrôler la qualité des soins et de prendre des radiographies.

Il est important de prendre des clichés radiographiques une à deux semaines après l'assemblage quand la restauration a pris sa position définitive sous les contraintes thermiques et mécaniques. La radio-opacité de la céramique et de la colle permettent de visualiser l'évolution de l'ajustage de la restauration sur les tissus résiduels.

Les visites de contrôle doivent être réalisées tous les 3 à 12 mois selon le degré de risque carieux propre au patient. Les clichés de départ serviront de référence pour mettre en évidence une déminéralisation secondaire.

Un plan de traitement mettant en jeu des restaurations tout céramique ne se limite pas aux séances de préparation et d'assemblage. Une étape pré-prothétique est impérative pour analyser le patient et poser les indications. Des étapes post-prothétiques de suivi sont indispensables pour contrôler l'intégrité de la prothèse et la santé de l'organe dentaire.
Plus la chaîne thérapeutique est longue et comporte de maillons, plus les défauts vont se surajouter les uns aux autres pouvant créer un état pathologique ou d'inadaptation à plus ou moins long terme selon la tolérance biologique.

III.5. Exemples cliniques

III.5.1. Assemblage d'un inlay en céramique collé

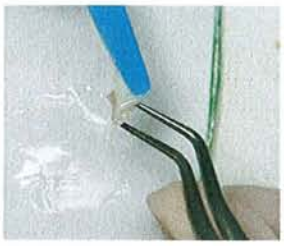
Cas du Dr Schouver :

Mordançage de l'intrados prothétique à l'acide fluorhydrique pendant 1 minute puis nettoyage dans un bac à ultrasons avec de l'alcool à 95 ° pendant 4 minutes

Dépôt du silane (Monobond-S®) sur l'intrados prothétique 1 minute et séchage au sèche-cheveux pendant 2 minutes

Mordançage en total etch de 30 secondes sur l'émail et 10 secondes sur la dentine. Après un rinçage abondant et un séchage léger, la préparation prend un aspect crayeux

L'adhésif amélo-dentinaire Excite DSC® (M & R 2) se présente sous la forme d'unidose. Les brins de la microbrosse contiennent des catalyseurs qui vont initier la réaction duale lorsqu'ils entreront en contact avec la base contenue dans l'unidose. La dentine doit être massée pendant 10 secondes. L'adhésif est ensuite soufflé pendant 2 à 3 secondes, la photopolymérisation est facultative



Colle SPA Variolink II® avec ses 2 pâtes (base et catalyseur) en teinte transparente mélangées manuellement et enduction de l'intrados prothétique

Insertion de la restauration sur sa préparation et maintien sous pression jusqu'à la photopolymérisation finale. Les excès interproximaux doivent être retirés rapidement avant durcissement complet avec un fil de soie

Photopolymérisation sur toutes les faces avec un gel glycériné déposé sur le joint dento-prothétique (Liquid Strip®). Les excès marginaux sont éliminés avec une fraise multilames

Polissage de la restauration aux pointes siliconées et vue finale de la dent restaurée

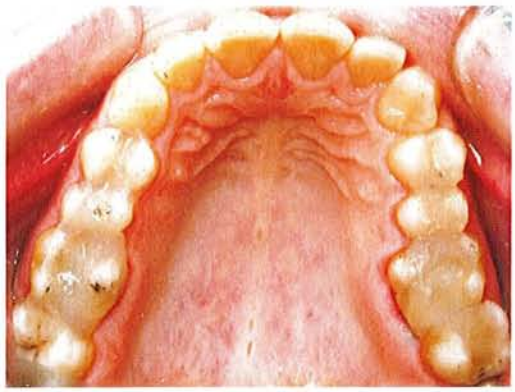
III.5.2. Illustration d'un plan de traitement esthétique

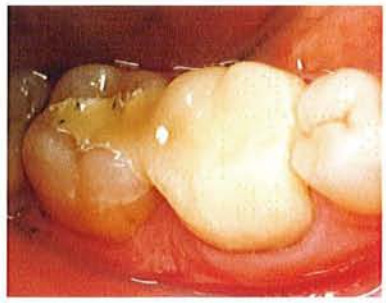
Cas du Dr Schouver

L'esthétique doit être harmonieuse sur l'ensemble de la denture. Un blanchiment préliminaire permet de gagner une teinte de luminosité : on passe de C3 à C2

Etat initial des arcades. Des restaurations partielles sont envisagées sur les dents : 14-15-16-17-24-25-26-47. Les couronnes sur 36-46 ayant une face occlusale usée avec une exposition métallique seront refaites. Les dents maxillaires sont davantage touchées

Les préparations sont réalisées et les empreintes sont prises en technique monophasée globale avec des polyéthers (Impregum®)





Après les empreintes, les provisoires sont réalisées avec des composites restant plastiques après la prise (Clip F®). Une même provisoire englobe toutes les préparations du même quadrant par gain de temps et de rétention mécanique. La couronne de 46 englobe l'inlay de la 47

Modèles de travail avec leurs restaurations partielles et périphériques. Les restaurations de 14 et 37 seront réalisées en technique directe avec des résines composites

Restaurations finales collées après les finitions

AVANT

APRES

Comparaison entre l'état initial et final sur les quadrants maxillaires droit et gauche

AVANT

APRES

Comparaison entre l'état initial et final sur les quadrants mandibulaires droit et gauche

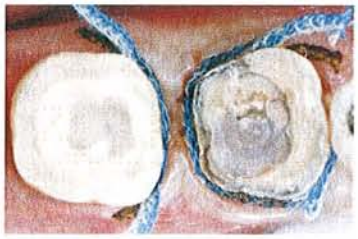
III.5.3. Réalisation de deux endocouronnes en céramique pressée

Cas des Dr Dietschi et Lander [103]

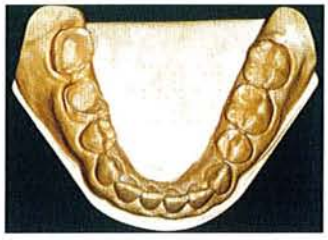
Examen clinique préliminaire montrant 2 amalgames volumineux inadaptés sur 46-47 avec des reprises de caries visibles à la radiographie. On observe le peu de structures résiduelles sur la 46 avec un amalgame distal débordant iatrogène et une 48 enclavée

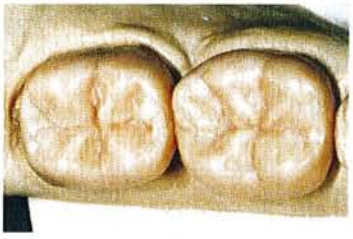
Un wax-up de diagnostic est établi. Le contexte clinique est jugé favorable à la mise en œuvre de restaurations prothétiques adhésives. L'âge de la patiente (32 ans) conforte cette décision. La présence de caries indique le traitement endodontique de la 47 et le retraitement de la 46. Par la suite, la 48 est extraite et un allongement coronaire est réalisé dans le même temps afin de respecter l'espace biologique. Des provisoires scellées sont placées temporairement.

Après la cicatrisation muqueuse de l'avulsion de 48, les restaurations provisoires sont déscellées, puis les préparations sont taillées en conservant le maximum de murs cavitaires. L'espace inter-occlusal disponible est évalué minutieusement.



Les teintes dentinaires et amélaires sont prises au niveau du collet et du bord occlusal avec le teintier Eris Ceramic System® propre à la céramique cosmétique Eris for E2®. La technique du double cordonnet est utilisée pour la déflexion gingivale proximale avant la prise de l'empreinte en double mélange aux silicones par addition





L'empreinte est coulée en plâtre dur puis les dies sont réalisés. Les restaurations finales sont modelées en cire puis une clé en silicone est réalisée

Les modelages en cire sont réduits (cut-back) grâce au guide d'épaisseur de manière à réaliser la chape. Cette chape doit respecter l'épaisseur minimale de l'Empress II® c'est-à-dire 0,8 mm. La céramique cosmétique aura une épaisseur homothétique à la forme finale de la restauration d'usage. Les chapes en cire sont placées sur leur tige de coulée, mises en revêtement et pressées

Les chapes finales sont essayées en bouche. L'espace libre entre la chape et les dents antagonistes est vérifié. Après leur validation, la céramique cosmétique Eris® est montée de manière conventionnelle et cuite

Vue occlusale et vestibulaire des endocouronnes terminées. Elles sont ensuite collées au Variolink II® selon les procédures recommandées par le fabricant

Vue clinique et radiologique après 3 ans. L'adaptation marginale est excellente, aucune reprise de carie n'est présente et la santé parodontale est préservée

En conclusion de cette troisième partie, on peut établir cinq grands principes :

- Une prothèse fixée tout céramique doit s'intégrer dans un plan de traitement global avec des étapes pré-prothétiques d'évaluation thérapeutique et post-prothétiques de contrôle de la santé dento-parodontale.

- La préparation doit aménager les contours et les morphologies adéquates au matériau céramique choisi et au contexte fonctionnel, occlusal et esthétique.

- Le choix du matériau, de la technique et du matériel d'empreinte doit être effectué en fonction de la position de la restauration et du contexte clinique.

- Les restaurations provisoires partielles se servent qu'à protéger les tissus dentaires entre la séance de préparation et l'assemblage. Elles doivent être laissées le moins longtemps possible, idéalement une semaine.

- Le protocole d'assemblage doit respecter à la lettre les recommandations du fabricant et celles spécifiques aux différents systèmes M & R ou SAM.

IV. Les R.A.C : vers une prothèse plus conservatrice ?

Dans cette dernière partie, nous allons discuter de l'intérêt des restaurations tout céramique, de leurs avantages ou de leurs inconvénients par rapport aux restaurations composites ou métalliques, de leur recul clinique, des causes d'échecs potentiels, ainsi que de leur évolution dans un avenir proche.

IV.1. Comparaison avec les restaurations indirectes non céramiques

Une restauration conservatrice doit protéger les tissus aussi longtemps que possible de manière stable. Ce tableau permet de comparer les avantages et les inconvénients sur 20 critères des trois principaux matériaux constitutifs des restaurations, au niveau clinique, des procédures de laboratoire et des qualités intrinsèques :

CRITERES CLINIQUES ET DE LABORATOIRE	CERAMIQUE	COMPOSITE	OR
1/ Esthétique immédiate	+++	++	-
2/ Esthétique à long terme	+++	+	-
3/ Facilité des procédures cliniques	+	++	+++
4/ Facilité des procédures de laboratoire	+	+++	++
5/ Fragilité lors de l'essayage clinique	-	++	+++
6/ Efficacité du collage (++) /scellement (-)	++	++	-
7/ Facilité du polissage	-/+	++	+
8/ Retouches et réparations	-	++	-
9/ Résistance à l'usure sous les contraintes	+++	+	++
10/ Usure des dents antagonistes	-/+	++	+++
11/ Résistance mécanique en flexion	++	+	+++
12/ Biocompatibilité	+++	++	++
13/ Conductivité thermique	+++	++	-
14/ Coefficient de dilatation thermique	+++	-	++
15/ Adhérence de la plaque bactérienne	+++	-	+
16/ Facilité du suivi clinique (radiographies)	+++	++	+++
17/ Coût financier	-	++	+
18/ Facilité de la dépose/retouche si échec	-	++	-/+
19/ Adaptation marginale sur les limites	+++	++	+++
20/ Recul clinique	++	+	+++

Critère de qualité : +++ : excellent / ++ : satisfaisant / + : correct / - : insuffisant

Comparaison de trois matériaux de restauration sur des critères cliniques

L'objectif du clinicien est de trouver le matériau le plus adapté à la dent de son patient de manière à retarder le plus possible l'échéance du renouvellement de cette restauration.

Il n'existe pas de matériau idéal mais seulement des matériaux avec leurs avantages et leurs inconvénients. Malgré le nombre croissant de matériaux et techniques esthétiques, le système idéal pouvant s'appliquer à toutes les indications n'existe pas encore et n'existera pas dans un avenir proche [53]. La céramique est le matériau le plus esthétique, avec la meilleure biocompatibilité et un coefficient de dilatation thermique proche des tissus dentaires. A l'inverse, la résine composite a tendance a relarguer des polymères et a un coefficient de dilatation thermique plus élevé que l'émail et la dentine ce qui a pour conséquence d'entraîner des contraintes au niveau du joint dento-prothétique. De plus, la porosité de surface a tendance à retenir la plaque dentaire surtout au niveau des interfaces qui ne sont pas accessibles au brossage ce qui favorise l'infiltration bactérienne dans les zones proximales. L'or bénéficie de sa ductilité pour parfaire sa coaptation avec les parois de la cavité à long terme. Malheureusement, son esthétique est médiocre ce qui l'empêche d'intégrer les plans de traitement esthétiques.

Au niveau de la préservation des structures résiduelles, c'est l'inlay métallique qui est le plus conservateur. L'inlay en céramique nécessite un angle de dépouille plus marqué, de telle manière à pouvoir insérer et désinsérer la pièce prothétique sans risque de fracture lors de l'essayage.

IV.2. Longévité et recul clinique

Nous allons évaluer le taux de survie de différents types de restaurations (partielles/périphériques et unitaires/plurales) dans différents matériaux (céramiques, composites, amalgames, or, céramo-métal). Le taux de survie (survival rate) in vivo correspond au nombre de restaurations fonctionnelles encore présentes en bouche à un instant t rapporté au nombre total de restaurations posées au temps t0. Il ne faut pas le confondre avec le taux de succès (success rate) qui correspond aux critères d'acceptabilité définis par les organismes de santé américains (USPHS par exemple). Au maximum, le taux de succès est égal au taux de survie, il est généralement inférieur à celui-ci.

Une restauration ne peut être considérée comme conservatrice que si elle dure longtemps. En effet, la répétition des réfections des restaurations mutile l'organe dentaire [104]. Nous avons sélectionné les études les plus pertinentes, elles sont classées selon l'échelle de temps d'observation donnant une valeur de longévité sur le court, moyen et long terme.

IV.2.1. Restaurations partielles

➢ **Inlays/onlays en céramique pressée :**

Les études cliniques portent essentiellement sur l'Empress I®. Les études évaluant la longévité des nouvelles vitrocéramiques (à base de disilicate de lithium) sont malheureusement rares, y compris dans les études les plus récentes.

- Etude de Stappert de 2006 [186]

Céramiques : E.max Press® (disilicate de lithium en technique pressée) et ProCAD® (leucite en technique usinée Cerec 3®).
Durée : 24 mois (résultats préliminaires).
Nombre de restaurations : 80 sur des molaires.
Colles : Syntac®/ Tetric®.
Taux de survie : - E.max Press® : 100 %
- ProCAD® : 97,5 %
Les restaurations renforcées au disilicate de lithium sont plus résistantes que celles renforcées à la leucite même usinée.

- Etude de Coelho Santos de 2004 [37]

Céramiques : Empress I® et Duceram®.
Durée : 2 ans.
Colles : Syntac®/ Variolink II®.
Nombre de restaurations : 86 restaurations de classe II (44 Empress® et 42 Duceram®) chez 35 patients. Il y a 53 inlays et 33 onlays sur 27 prémolaires et 59 molaires.
Taux de survie : 100 %
Toutes les restaurations sont cliniquement acceptables ou excellentes selon les critères USPHS.

- Etude de Fabianelli de 2006 [62]

Céramique : Empress II®.
Durée : 3 ans.
Nombre de restaurations : 40 inlays chez 40 patients (1 par personne).
Colles : Une duale et une chémopolymérisable.
Taux de survie : 100 % (7 patients ont disparu).

Aucun inlay ne s'est fracturé ou décollé. Tous les inlays sont jugés acceptables sur les critères suivants : sensibilité post-opératoire, adaptation marginale, micro-décollements, stabilité de la couleur, rétention et aspect de surface (microfissures). Néanmoins, 3 inlays présentent des colorations marginales, et 4 présentent des défauts de surface.

- Etude de Naeselius de 2008 [132]

Céramique : Empress I®.
Durée : 4 ans.
Nombre de restaurations : 130 onlays chez 91 patients sur molaires et prémolaires.
Colles : Chémopolymérisable dans 77 % des cas, duale dans 23 % des cas.
Taux de survie : 93 % (6 fractures (4,6 %) et 1 récidive carieuse).
Toutes les fractures ont eu lieu sur les molaires.

- Etude de Galiatsatos de 2008 [71]

Céramique : Empress I®.
Durée : 6 ans.
Nombre de restaurations : 64 en postérieur sur 29 patients âgés de 21 à 70 ans.
Taux de survie : 96,9 % (2 inlays fracturés (3,1 %))
93,7 % des restaurations sont cliniquement acceptables. Le joint de collage se dissout avec le temps laissant apparaître des discolorations marginales.

- Etude de Kramer de 2005 [98]

Céramique : Empress I®.
Durée : 8 ans.
Nombre de restaurations : 96 inlays en postérieur.
Taux de survie : 92 % (6 inlays fracturés (6,2 %) et 2 pulpectomies (2 %))
Sur les 88 restaurations survivantes, 98 % ont un joint marginal insuffisant, indépendamment de la colle utilisée.

- Etude de Schulte de 2005 [174]

Céramique : Empress I®.
Colle : Tetric®.
Durée : 9 ans (de 1993 à 2002).
Nombre de restaurations : 810 chez 390 patients par 244 opérateurs.

187 patients ont reçu un inlay ou onlay, 99 en ont reçu deux, 51 en ont reçu trois et 53 en ont reçu plus de trois. Il y a 210 inlays 2 faces, 354 inlays 3 faces et 246 onlays.

L'étude compare la longévité selon les paramètres : nombre de faces de l'inlay/onlay, situation maxillaire/mandibulaire, localisation sur une prémolaire/molaire, vitalité de la dent/traitée endodontiquement, patient masculin/féminin.

Les résultats sont les suivants :

* Le taux de survie global est de 96,7 %, 27 restaurations ont conduit à un échec.
(5 fractures de la restauration, 10 décollements, 10 pulpites, 1 fracture de la dent et de la restauration et 1 extraction).
* Le taux de survie d'un inlay 2 faces est de 97,1 %, d'un inlay 2 faces 96,6 % et d'un onlay 96,3 %.
* Le taux de survie d'un inlay/onlay maxillaire est de 96,9 % et d'un inlay/onlay mandibulaire 96,3 %.
* Le taux de survie d'un inlay/onlay sur prémolaire est de 97 % et d'un inlay/onlay sur molaire 96,4 %.
* Le taux de survie d'un inlay/onlay sur une dent vitale est de 96,6 % et d'un inlay/onlay sur une dent dépulpée 97,8 %.
* Le taux de survie d'un inlay/onlay sur un homme est de 95 % et d'un inlay/onlay chez une femme 97,6 %.

Cette étude portant sur un grand nombre de restaurations démontre que les taux de survie ne varient pas significativement selon l'étendue de la cavité, le type de dent restaurée, la localisation sur l'arcade, la présence ou non d'un traitement endodontique et le sexe du patient.

➢ Inlays/onlays en céramique usinée :

Toutes les études portent sur la longévité des céramiques conçues à partir de blocs d'usinage Vita Mark II® datant de l'époque du Cerec 2®.

- Etude de Sjögren de 1998 [177]

Céramique : Vitabloc Mark II® (usiné Cerec®).
Durée : 5 ans.
Nombre de restaurations : 66 inlays de classe II.
Taux de survie : 94 %.

- Etude de Pallessen et Van Djiken de 2000 [142]

Céramiques : Vitabloc Mark II® et Dicor MGC®.
Durée : 8 ans.
Nombre de restaurations : 32 inlays posés sur 16 patients (2 inlays chacun).
Colle : Duale.
Taux de survie : 100 % à 8 ans.
Taux de succès : 84 % sont jugés excellents et 16 % acceptables.

- Etude de Reiss de 2000 [165]

Céramique : Vitabloc Mark II® (Cerec®).
Durée : 10 ans et 12 ans.
Nombre de restaurations : 1010 restaurations réalisées entre juin 1987 et septembre 1990 chez 299 patients, posées sur des molaires (51,5 %) et prémolaires (48,5 %).
Taux de survie : - 90 % à 10 ans.
- 84,9 % à 11,8 ans.

L'étude évalue l'influence de l'étendue de la cavité, de sa localisation, de la présence d'un traitement endodontique sur la probabilité de survie. Elle conclue que :
- L'étendue de la cavité n'a pas d'incidence donc une extension préventive visant à traiter une face proximale non carieuse n'est pas justifiée.
- Le pronostic est meilleur sur les prémolaires que sur les molaires. La localisation aurait donc une influence selon cette étude.
- Le taux d'échec est beaucoup plus important sur les dents dépulpées. La fragilisation de la structure résiduelle provoquerait un risque de fracture plus élevé.

- Etude longitudinale de Martin et Jedynakiewicz de 1999 [119]

C'est une revue systématique des articles étudiant la longévité des inlays usinés Cerec®. Ils ont retenu 15 des 29 études réalisées et ont calculé un taux de survie global de 97,4 % à 4,2 ans.

➢ **Bridge sur inlays avec ou sans ancrage périphérique**

- Etude in vitro de Wolfart de 2007 [208]

Elle compare la résistance mécanique statique et en fatigue des bridges sur inlays à 3 éléments en disilicate de lithium et en zircone. Il y a 32 restaurations pour les deux types de céramiques : l'e.max Press® (recouvert par e.max Ceram®) et le Cercon® (recouvert

par Cercon-Ceram®). La longueur de la travée est de 11 mm. Les dimensions des connexions sont classées en deux catégories : 3x3 mm (9 mm²) et 4x4 mm (16 mm²), selon qu'on est au-delà ou en-deçà des recommandations du fabricant.

On a ainsi 4 groupes de 8 restaurations :

1- Bridges en disilicate de lithium avec connexions de 9 mm².
2- Bridges en disilicate de lithium avec connexions de 16 mm².
3- Bridges en zircone Y-TZP avec connexions de 9 mm².
4- Bridges en zircone Y-TZP avec connexions de 16 mm².

Le test de résistance statique calcule la valeur moyenne de la force maximale supportée par la restauration lors de la fracture. Le test de résistance à la fatigue calcule le nombre de cycles supportés par la restauration jusqu'à la fracture.

Pour les tests de résistance statique, il y a de grandes différences entre les groupes. Pour le disilicate de lithium, les connexions plus larges augmentent la résistance. Pour la zircone, il n'a pas de différence significative de résistance entre les bridges avec des connexions de 9 et 16 mm². La force appliquée pour fracturer la zircone est environ 3 fois plus importante que celle pour fracturer le disilicate de lithium.

Pour les tests de résistance à la fatigue, la différence entre les deux matériaux est encore plus importante. Le disilicate de lithium en 16 mm² est plus résistant qu'en 9 mm² mais reste très inférieur à la zircone. Il n'y a pas de différence majeure entre les deux dimensions de connexions pour la zircone.

On conclut que les bridges sur inlays doivent utiliser la zircone. D'ailleurs, les fabricants contre-indiquent la vitrocéramique pour les bridges partiels et périphériques si l'ancrage postérieur atteint la seconde prémolaire.

- Etude in vivo de Wolfart de 2005 [207]

Elle compare les taux de survie de bridges périphériques 3 éléments avec ceux de bridges sur inlays. La céramique utilisée est l'IPS e.max Press® d'Ivoclar-Vivadent. Il y a 81 bridges 3 éléments (45 sur inlays et 36 périphériques) placés sur 68 patients. La répartition est de 92 % de bridges sur les dents postérieures et 8 % sur les antérieures. La surface des connexions est de 12 mm² sur les bridges antérieurs et de 16 mm² sur les bridges postérieurs, comme recommandé par le fabricant. 81 bridges ont été posés sur 68 patients. Les bridges périphériques ont subi un scellement adhésif et les bridges sur inlays un collage. Après 37 mois, 6 bridges sur inlays ont dû être remplacés pour cause de décollement partiel ou de fracture.

Le taux de survie à 4 ans avec la méthode statistique de Kaplan-Meier est de :
- 100 % pour les bridges périphériques.
- 89 % pour les bridges sur inlays.
Ce sont les bridges périphériques qui ont la meilleure longévité.

- Etude in vivo d'Ohlmann de 2008 [138]

C'est l'étude préliminaire après 1 an de la longévité de différents types de bridges partiels, utilisant ou non un ancrage périphérique. Il y 30 bridges 3 éléments remplaçant une première molaire chez 27 patients âgés de 24 à 67 ans.

Voici la répartition de la structure des 30 bridges :
- 13 avec un inlay 2 faces de part et d'autre.
- 7 avec un inlay 2 faces d'un côté et une couronne partielle/onlay de l'autre.
- 8 avec un inlay 2 faces d'un côté et une couronne de l'autre.
- 2 avec un inlay 3 faces d'un côté et une couronne de l'autre.

L'étendue de la travée ne dépasse pas 16 mm. Suivant la quantité de tissus restants, un ancrage partiel ou périphérique est choisi avec au minimum un ancrage partiel sur inlay. La céramique utilisée est la zircone IPS e.max ZirCAD® recouverte par la vitrocéramique ZirPress®. La colle utilisée est soit le Panavia F® soit le Multilink automix®.

Dans l'année suivant la pose, 14 complications ont été reportées. Elles sont classées en échec relatif (si la restauration est conservée) et en échec absolu (si la restauration doit être remplacée) :

* Dans les échecs relatifs :
- Décollement de la céramique cosmétique sans fracture de la chape -> 4 bridges
- Ecaillement de la céramique cosmétique -> 1 bridge
- Décollement sur les 2 ancrages -> 3 bridges

* Dans les échecs absolus :
- Décollement partiel d'un seul ancrage -> 3 bridges
- Fracture de la chape après décollement d'un ancrage -> 2 bridges
- Fracture de la chape à cause d'un mauvais collage à la dentine -> 1 bridge

Après seulement un an, 6 des 30 bridges sont à refaire (échecs absolus) soit un taux de survie de 80 % et un taux de succès de 53,3 %. Il n'y a pas de différence significative suivant la forme et l'étendue des ancrages ni sur le type de colle utilisé.

L'étude évoque les causes probables de ces échecs : surface de collage réduite, présence de bulles dans les céramiques, dissymétrie de forme entre les deux ancrages.

Ces trois études démontrent les faiblesses des matériaux céramiques :
- Les céramiques polycristallines sont très résistantes mécaniquement mais les liaisons physico-chimiques entre la chape et son infrastructure semblent moins efficaces que pour les céramiques hétérogènes.
- Les céramiques polycristallines présentent une efficacité de collage qui semble inférieure à celle des céramiques hétérogènes.
- Les céramiques hétérogènes peuvent être collées efficacement et durablement avec une bonne liaison chape/infrastructure mais les propriétés mécaniques étant moyennes, elles résistent peu à la fatigue de la mastication.

➢ Comparaison inlay en céramique / inlay en composite

L'étude de Manhart de 2001 compare la survie et le succès (critères USPHS) d'inlays postérieurs en céramique et en composite sur 3 ans [115]. Il y a 47 inlays en composite (Tetric®, Blend-a-Lux®, Pertac®) et 24 inlays en céramique (Empress I®) placés sur des prémolaires et des molaires. Le taux de survie est de 100 % pour les inlays en céramique contre 89 % pour les inlays en composite.

Toutes les fractures d'inlays en composite ont eu lieu sur les molaires. Les inlays en céramique ont obtenu de meilleurs résultats sur les critères : forme anatomique de la surface et intégrité de la restauration. Les inlays placés dans des cavités de faible volume ont une meilleure intégrité marginale et moins de discolorations marginales.

➢ Comparaison inlay céramique / composite direct / inlay composite

L'étude de Thordrup de 2006 [193] compare les taux de survie de quatre types de restaurations esthétiques postérieures. 58 inlays ont été posés par le même opérateur sur 37 patients, en suivant le protocole indiqué par le fabricant pour chaque restauration.

On a : - 15 inlays en céramique usinée Cerec 2®.
- 14 inlays en céramique cuite traditionnelle (Vitadur N®).
- 15 obturations directes en composite (Brilliant direct inlay®).
- 14 inlays indirects en composite (Estilux®).

- Les taux de survie à 10 ans sont (en tenant compte des réparations éventuelles sur les restaurations en composite) :

* 80 % pour les inlays usinés Cerec®.
* 77,4 % pour les inlays en céramique cuite.
* 82,1 % pour les composites directs.
* 80 % pour les inlays composites indirects.

- Si on analyse les taux de survie sans aucune complication ayant nécessité une réparation, on observe une diminution pour les obturations composites (les obturations inadaptées réparées sont considérées comme un échec) :

* 80 % pour les inlays usinés Cerec®.
* 61,9 % pour les inlays en céramique cuite.
* 66,7 % pour les composites directs.
* 50,8 % pour les inlays composites indirects.

➢ Comparaison inlay en céramique / inlay en or

L'étude de Molin et Karlsson de 2000 [127] compare les taux de survie de trois types d'inlays en céramique par rapport aux inlays en or.

32 patients ont été traités avec 3 inlays différents chacun :
- Un usiné avec Cerec®.
- Un pressé avec Empress®.
- Un coulé en or.

Les taux de survie à 5 ans sont :
* 94 % pour les inlays Cerec® (1 s'est décollé à 3 mois et 1 s'est fracturé à 4 ans).
* 88 % pour les inlays Empress® (2 se sont fracturés la 1ère année et 2 la 4ème année).
* 100 % pour les inlays en or.

➢ Restauration directe à l'amalgame / au composite

Plasmans montre un taux de survie des amalgames de 88 % à 10 ans [157].
Geurtsen montre un taux de survie des composites de 87 % à 4 ans [73].
Mjor détermine un âge moyen de remplacement des restaurations à 8 ans pour les composites et 15 ans pour les amalgames [126].

IV.2.2. Restaurations périphériques

➢ **Couronne Procera®**

• Etude de Fradeani de 2005 [66]

Elle étudie le taux de survie à 5 ans de couronnes Procera AllCeram® sur 50 dents antérieures et 155 dents postérieures. Le taux de survie à 5 ans est de 96,7 % en moyenne, 100 % pour les dents antérieures et 95,15 % sur les postérieures.

• Etude d'Odman de 2001 [137]

C'est une étude prospective multi-centrique qui évalue le taux de survie à 5 et 10 ans de couronnes Procera All Ceram® placées entre 1989 et 1995. Le taux de survie est de 97,7 % à 5 ans et de 93,5 % à 10 ans.

➢ **Couronne et bridge Empress II®**

• Etude de Marquardt de 2006 [118]

Elle calcule les taux de survie à 5 ans de couronnes et bridges en céramique pressée Empress II® chez 43 patients avec 27 couronnes et 31 bridges périphériques avec un ancrage antérieur et un ancrage postérieur au niveau des prémolaires. Le taux de survie à 5 ans est de 100 % pour les couronnes et 70 % pour les bridges.
On peut conclure que les bridges à base de céramique pressée sont déconseillés si un ancrage postérieur se situe derrière la canine.

• Etude d'Esquivel-Upshaw de 2008 [60]

Elle étude le taux de survie à 4 ans de 30 bridges postérieurs 3 éléments en Empress II® en fonction de la dimension des connexions. Ils sont collés au Variolink II® ou scellés au verre ionomère Protec CEM®. Le taux de survie à 4 ans est de 86,6 %. Il y a 3 bridges qui ont fracturé à cause de leurs connexions inférieures à 16 mm^2, et 1 bridge a dû être déposé à cause d'une carie secondaire. Les bridges survivants sont jugés bons à excellents.

On peut établir qu'un taux de survie inférieur à 90 % à 5 ans signifie que la stratégie de restauration est risquée.

➢ **Couronne In Ceram Alumina®**

L'étude de McLaren de 2000 [121] étudie la survie de 408 couronnes périphériques In Ceram Alumina® chez 107 patients pendant 3 ans. Les couronnes sont placées sur les dents antérieures et postérieures. Le taux de survie moyen est de 96 %, avec une meilleure longévité sur les couronnes antérieures (98 %) que postérieures (94 %).

➢ **Couronne et bridge In Ceram®**

L'étude de Pröbster [159] étudie la longévité de 76 restaurations In Ceram® (61 couronnes et 15 bridges de 3 à 5 éléments) sur les dents antérieures et postérieures pendant 35 mois. Le taux de survie des couronnes est de 100 % et de 86 % pour les bridges (1 bridge 5 éléments a fracturé et 1 bridge a dû être déposé).

➢ **Comparaison couronne tout céramique / céramo-métallique**

L'étude de Pjetursson de 2007 [156] observe les articles et études cliniques menées dans les 3 dernières années et compare les taux de survie de couronnes tout céramique à ceux de couronnes céramo-métalliques. Elle prend en considération 86 articles et 34 études pour la méta-analyse. Elle intègre quatre types de céramiques : alumineuse pure (Procera®), In Ceram®, vitrocéramique pressée (Empress®) et céramique feldspathique.

Le taux de survie moyen extrapolé à 5 ans est de 93,3 % pour les céramo-céramiques et de 95,6 % pour les céramo-métalliques.

Les taux de survie à 5 ans des couronnes tout céramique sont :
- 96,4 % pour les Procera®.
- 95,4 % pour les vitrocéramiques pressées.
- 94,4 % pour l'In Ceram®.
- 87,5 % pour les feldspathiques cuites.

➢ **Comparaison bridge tout céramique / céramo-métallique**

L'étude de Sailer et Pjetursson de 2007 [170] observe les articles et études cliniques menées dans les 3 dernières années et compare les taux de survie de bridges céramo-céramiques à ceux de bridges céramo-métalliques. Elle prend en considération 9 études cliniques pour les bridges tout céramique et 5 pour les bridges céramo-métalliques dans la méta-analyse. Les bridges tout céramique pris en considération sont conçus en vitrocéramique renforcée, In Ceram® (Zirconia et Alumina) ou zircone.

Le taux de survie moyen extrapolé à 5 ans est de 94,4 % pour les bridges céramo-métalliques et de 88,6 % pour les bridges tout céramique.

Les fractures sont plus fréquentes sur les bridges tout céramique. Les complications de type carie, pathologie pulpaire ou manque de rétention touchent les deux types de bridges de la même manière.

Les limitations de cette étude est qu'elle inclut les bridges en vitrocéramique et In Ceram Alumina® qui sont peu résistants sur les dents postérieures.

➢ Comparaison couronne périphérique / endocouronne

Une étude de Bindl [21] de 2005 compare les taux de survie de trois types de restaurations fabriquées en céramique usinée avec des Vitablocs Mark II®, en utilisant des molaires et des prémolaires, sur une durée de 55 mois +/- 15 mois.

Les trois types sont :

- Une couronne classique avec des pans résiduels de 3 mm de haut, une dépouille de 6 à 8° et un congé de 1 à 1,2 mm.
- Une couronne de hauteur réduite avec une hauteur de préparation inférieure à 3 mm.
- Une endocouronne utilisant la chambre pulpaire comme moyen d'ancrage.

On compare ainsi la survie en faisant intervenir les paramètres : type de préparation (périphérique haute, périphérique courte, partielle) et type de dent (prémolaire, molaire).

-> Pour les prémolaires, le taux de survie est :

* 97 % pour les couronnes classiques.
* 92,9 % pour les couronnes réduites.
* 68,8 % pour les endocouronnes.

-> Pour les molaires, le taux de survie est :

* 94,6 % pour les couronnes classiques.
* 92,1 % pour les couronnes réduites.
* 87,1 % pour les endocouronnes.

On peut établir deux conclusions :

1-> Le taux de survie des endocouronnes sur les prémolaires est inférieur à celui constaté sur des molaires, donc les endocouronnes sont déconseillées sur ce type de dent. Ceci s'explique par le faible volume de la chambre pulpaire des prémolaires et aussi par les forces de cisaillement auxquelles sont soumises ces dernières. A l'inverse, les molaires a fortiori mandibulaires ont une chambre pulpaire large et rectangulaire, et sont soumises à des forces axiales et non transversales.

2-> Sur une molaire, le taux de survie d'une endocouronne est comparable à celui d'une couronne classique quelle que soit la hauteur du pilier. C'est donc une solution thérapeutique conservatrice qui peut être proposée aux patients avec un espoir de longévité comparable à celle des couronnes périphériques, sous condition que les indications propres aux endocouronnes soient scrupuleusement respectées.

Les études cliniques nous démontrent que la céramique peut être utilisée seule dans les restaurations unitaires partielles et périphériques sans risque à condition que les indications soient respectées et que les procédures cliniques soient rigoureuses. Pour les bridges sur inlays ou périphériques de longue portée, le recul n'est pas encore suffisant pour pouvoir les utiliser sereinement dans la pratique courante. Ce type de restauration met en évidence les faiblesses des matériaux actuels. L'apport de nouveaux matériaux pourraient apporter dans l'avenir une réponse aux difficultés actuelles :
- Des colles qui seraient capables de créer une adhésion aussi forte sur les céramiques polycristallines que sur les vitrocéramiques.
- Des céramiques cosmétiques qui seraient capables de créer une liaison physico-chimique forte avec des chapes en céramique polycristalline.
- Des vitrocéramiques renforcées qui mettraient en jeu d'autres cristaux pour être plus résistantes mécaniquement sans perdre leur phase vitreuse.

IV.2.3. Les recommandations de la HAS

A la demande de la CNAMTS, la Haute Autorité de Santé (HAS) a publié en mai 2008 des recommandations sur l'utilisation des prothèses céramo-céramiques en s'appuyant sur l'analyse d'études in vivo et sur la consultation d'un groupe d'experts [81]. Leurs conclusions ne concernent que les restaurations périphériques mais sont surtout axées sur l'utilisation et les indications des différentes céramiques.
Voici leurs conclusions :

➢ **Pour les couronnes**

• « La pose réussie d'une couronne céramo-céramique dento-portée exige une fonction occlusale équilibrée, le respect des standards de qualité nécessaires à la préparation et à l'assemblage ainsi qu'une grande rigueur technique de la part du praticien et du laboratoire partenaire. » [81]
• « Le mode d'assemblage influe sur la longévité des restaurations, qui est améliorée par les techniques de collage. Ces techniques exigent une parfaite connaissance des biomatériaux et l'application d'un protocole clinique strict. » [81]

- « Les couronnes céramo-céramiques implanto-portées ne sauraient être indiquées pour l'instant. Des études doivent être menées avant de recommander leur utilisation en pratique clinique. » [81]

- Les différents matériaux ont certaines spécificités :
  - « Les performances cliniques des vitrocéramiques (couronnes unitaires à infrastructure renforcée au disilicate de lithium ou leucite) sont satisfaisantes. Toutefois, leur taux de survie médiocre dans les secteurs postérieurs limite leurs indications aux couronnes unitaires antérieures. » [81]
  - « Les couronnes unitaires en alumine, In-Ceram et All-Ceram, ont des performances cliniques satisfaisantes ; elles sont indiquées à la fois pour les couronnes antérieures et postérieures. Des études supplémentaires à long terme sont toutefois nécessaires pour confirmer ces premières évaluations. » [81]
  - « Les couronnes en spinelle, dont les qualités mécaniques de résistance sont moindres que celles de l'alumine, mais qui pallient l'opacité de l'infrastructure en alumine, ont des indications limitées à certaines conditions où des exigences esthétiques sont requises, telles que les incisives pulpées, sans dyschromie. » [81]
  - « La zircone est un matériau résistant mais récent. Selon les experts, l'absence de littérature ne doit pas contre-indiquer son utilisation pour une couronne unitaire ; toutefois, le recul est encore insuffisant. Les premiers résultats des études sur les bridges sont cependant prometteurs et pourraient être extrapolés aux couronnes unitaires. » [81]
- « Les principales complications liées aux prothèses céramo-céramiques sont la fracture de la couronne (7 %), le descellement (2 %) et la nécessité de traitement endodontique (1 %). L'incidence des complications est moindre pour les couronnes céramo-céramiques (8 %) que pour les métalliques et céramo-métalliques (11 %) et les bridges conventionnels (28 %) ; ces taux reflètent les avantages biologiques céramo-céramiques (exemple : complications parodontales moindres). » [81]

- En pratique :
  - « Dans le secteur antérieur, en l'absence de parafonction et de forme sévère de bruxisme, une prothèse céramo-céramique peut être proposée en première intention. Selon le degré de résistance souhaité, on optera pour un noyau d'alumine ou vitrocéramique (feldspathique renforcé au disilicate de lithium ou à la leucite). Si des exigences esthétiques sont requises (incisives pulpées, sans dyschromie), le spinelle peut être envisagé pour sa meilleure translucidité. » [81]
  - « Dans le secteur postérieur, une couronne céramo-céramique à noyau alumine (In-Ceram® ou Procera®) ou à noyau zircone peut être proposée pour des motifs esthétiques ou de biocompatibilité. » [81]

➢ **Pour les bridges**

• « La pose réussie d'un bridge céramo-céramique exige une fonction occlusale équilibrée, le respect des standards de qualité nécessaires à la préparation et à l'assemblage ainsi qu'une grande rigueur technique de la part du praticien et du laboratoire partenaire. Dans tous les cas, si les dents piliers sont saines, on n'envisagera un bridge céramique que si les alternatives (implants, bridge collé, etc.) doivent être écartées. » [81]

• Les différents matériaux ont certaines spécificités :

  ○ « Les qualités mécaniques des bridges vitrocéramiques sont insuffisantes. La médiocrité des taux de survie contre-indique l'utilisation de bridges à infrastructure feldspathique renforcée au disilicate de lithium pour des restaurations plurales. » [81]

  ○ « Les bridges en alumine de petite portée (3 éléments au plus) peuvent être recommandés dans le secteur antérieur. Par contre, au vu du nombre de fractures, leur utilisation reste contre-indiquée dans le secteur postérieur ; des études sont encore nécessaires pour tirer des conclusions définitives. » [81]

  ○ « Les premiers résultats des études concernant la zircone sont prometteurs. La performance clinique de la zircone pour des petits bridges est supérieure à celle des bridges en alumine ; toutefois, le taux d'éclatement de la céramique sur zircone reste plus élevé que celui des céramo-métalliques. Des études à plus long terme sont nécessaires pour mieux évaluer les performances cliniques dans le secteur postérieur. » [81]

• En pratique :

  ○ « Dans le secteur antérieur, en l'absence de parafonction et de forme sévère de bruxisme, une prothèse céramo-céramique peut être proposée. Selon le nombre d'éléments intermédiaires de bridge requis et selon l'espace disponible pour réaliser des connexions résistantes, on optera pour un noyau d'alumine (3 éléments au plus) ou pour la zircone (In-Ceram® ou Y-TZP), plus résistante. » [81]

  ○ « Dans le secteur postérieur, le facteur résistance mécanique prédomine et les bridges céramo-métalliques restent pour l'instant le traitement de première intention. Des études à plus long terme sont nécessaires pour mieux évaluer les performances cliniques des céramo-céramiques dans ce secteur. » [81]

Ces recommandations « officielles » sont rares, il faut donc les suivre à la lettre en première intention. Si les thérapeutiques ne respectent pas ces règles, elles ne seront pas conformes aux données acquises de la science.

IV.3. Les échecs prothétiques

L'étude des échecs permet de progresser dans les indications thérapeutiques [74] et les procédures de préparation et de conception.

IV.3.1. Types d'échecs

Martin et Jedynakiewicz, dans leur étude systématique concernant la longévité des inlays Cerec®, reportent quatre principaux types d'échecs [119] :
- La fracture de l'inlay.
- La fracture de la dent support.
- L'hypersensibilité post-opératoire.
- L'usure du joint marginal.

L'étude de Otto et De Nisco de 2002 [141] chiffre les échecs pour les inlays :
- 53 % des échecs sont liés à la fracture de la céramique.
- 20 % des échecs sont liés à la fracture de la dent.
- 20 % des échecs sont liés à l'apparition d'une carie secondaire.
- 7 % des échecs sont liés à l'apparition d'un problème endodontique secondaire.

On peut classer les échecs en échecs relatifs et absolus. L'échec relatif représente une restauration qui a subi une complication qui a une conséquence plus ou moins importante sur son état, sans nécessiter son remplacement immédiat. L'échec absolu est irréparable et nécessite la dépose et la réfection de l'élément prothétique dans un délai rapide.

IV.3.1.1. Echecs absolus :

- Fracture de la restauration (le plus fréquent).
- Fracture de la restauration et de la dent support.
- Lésion carieuse secondaire marginale ou proximale en relation avec une usure importante du joint marginal.
- Décollement partiel de la restauration pouvant entraîner une fracture (un décollement partiel ne peut être recollé, la restauration doit être déposée).
- Décollement de la céramique cosmétique (fréquent avec les chapes en céramique polycristalline).
- Joint marginal trop épais (restauration non insérée à fond lors du collage).
- Complications endodontiques nécessitant une biopulpectomie (pulpite irréversible).
- Nécessité d'utiliser la dent comme support prothétique (les dents avec des restaurations tout céramique ne peuvent servir de support à des prothèses amovibles).

IV.3.1.2. Echecs relatifs

- Usure du joint marginal entraînant une cavitation et des discolorations.
- Décollement total de la restauration qui pourra être recollée.
- Ecaillage de la céramique cosmétique.
- Hypersensibilité post-opératoire (hyperhémie réversible).
- Discordance esthétique importante entre la restauration et la dent support.

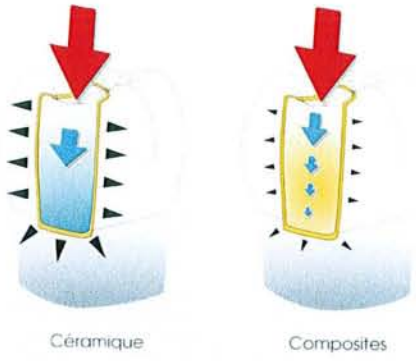
IV.3.2. Causes des échecs

IV.3.2.1. Pour les fractures

Il est complexe de pouvoir déterminer avec précision la cause de ces échecs car beaucoup de facteurs peuvent y contribuer.

Les fractures ont pour cause :

- Défaut de conception de la restauration (personnel de laboratoire non qualifié, non respect des procédures d'élaboration ou des épaisseurs minimales du matériau).
- Défaut de cohésion de la céramique (chape fêlée, bulles internes, défaut de liaison entre la chape et son cosmétique).
- Choix d'une céramique trop fragile pour résister aux contraintes mécaniques.
- Choix d'une céramique trop dure qui va user les interfaces de manière trop importante. Un concept théorique dit que l'adaptation des bords se dégraderait plus rapidement sur des restaurations partielles en céramique en raison de sa plus grande rigidité comparé au composite. La moindre capacité de la céramique à amortir les contraintes occlusales transmet ces forces sur les tissus dentaires ce qui entraîne leur usure. Ceci a été mis en évidence dans quelques rares études in vitro qui ont montré une incidence plus élevée de fractures de l'émail à périphérie des inlays en céramique, par rapport aux inlays en composite [10,99].
- Surocclusion ou interférence dans les mouvements dynamiques (réglage de l'occlusion défaillant après la pose).
- Préparation ne respectant pas les principes (parois trop fragiles laissées en place, isthme occlusal trop étroit, cavité trop peu profonde, angles vifs).
- Mauvaise indication clinique chez un patient bruxomane par exemple. Aberg a démontré que 63,6 % des inlays fracturés ont été placés chez des patients ayant des signes de bruxisme actif [1].
- Collage de mauvaise qualité où la restauration n'est pas « stabilisée » (oubli de mordançage ou de silanisation).



Concept théorique suivant lequel les restaurations intra-coronaires en céramique amortiraient moins les contraintes à cause de leur rigidité entraînant une usure plus importante des bords de la préparation [53]

IV.3.2.2. Pour les réactions d'hypersensibilité

Les hypersensibilités post-opératoires ont pour origine :

- Une mauvaise utilisation des adhésifs de collage.
- Un mordançage trop long de la dentine.
- Une effraction pulpaire non décelée lors de la taille.

Les réactions d'hyperhémie pulpaire peuvent apparaître après le collage d'une restauration. Dans la plupart des cas, la sensibilité disparaît après une à deux semaines. L'échec est avéré quand l'hypersensibilité nécessite le traitement endodontique lorsque les signes de pulpite irréversible sont confirmés. Le traitement endodontique n'est pas une contre-indication à l'utilisation des restaurations partielles collées même s'il diminue le pronostic à long terme car la dent dépulpée est plus fragile. Même si les coiffages pulpaires directs donnent de bons résultats chez le sujet jeune, il sera parfois préférable de dépulper la dent. Cette décision doit prendre en compte l'état de souffrance des tissus pulpaires face aux lésions carieuses antérieures. Il faut déterminer si la dent est, ou a été symptomatique, l'épaisseur dentinaire résiduelle, la durée d'exposition à des caries actives non traitées et les capacités de cicatrisation des tissus pulpaires.

L'émail doit être mordancé 30 secondes pour les colles auto-adhésives ou utilisant des adhésifs auto-mordançants. La dentine quant à elle, ne doit être mordancée que 10 à 15 secondes pour les colles fonctionnant en total etch (sans potentiel adhésif et avec potentiel adhésif). Pour les colles associées à un système auto-mordançant, un mordançage de la dentine diminue l'adhésion par trois.

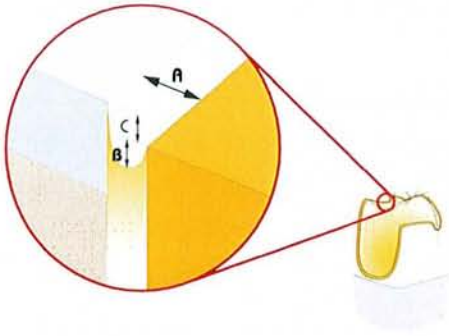
IV.3.2.3. Pour l'usure du joint marginal

L'usure du joint marginal et les éventuelles caries secondaires ont pour causes :

- Collage de mauvaise qualité c'est-à-dire non étanche (non respect des procédures du fabricant, présence de contamination hydrique sur la préparation).
- Mauvaise indication clinique chez un patient ayant de mauvaises habitudes alimentaires, ou une hygiène insuffisante, ou une cariosusceptibilité élevée associée à un mauvais suivi clinique.

Ainsi, les échecs peuvent mettre en cause le praticien pour un manque de rigueur dans la pose de ses indications ou dans ses procédures cliniques, le patient pour son manque d'hygiène et de motivation, ou le prothésiste pour son manque de rigueur dans l'application des procédures d'élaboration.

L'usure du joint marginal est lié d'une part à la qualité du collage, et d'autre part à l'épaisseur du hiatus marginal. L'usure du composite de collage sur la face occlusale est proportionnelle à l'épaisseur du joint dento-prothétique [133]. La colle subit une usure jusqu'à une profondeur égale à la moitié de l'épaisseur du joint marginal occlusal [135] :



L'usure du joint dento-prothétique en profondeur est liée à l'épaisseur du hiatus marginal donc à l'adaptation de la restauration à sa cavité [53]

L'existence d'un espace (gap) entre la dent et sa restauration est inévitable. Mais lorsqu'il devient trop important c'est-à-dire supérieur à 120 µm (McLean), il va favoriser de manière importante et non acceptable les micro-décollements (micro-leakage). Un ajustage imparfait va conduire à un passage de bactéries, de fluides, de molécules et d'ions entre la restauration et les murs de la cavité. Le passage de bactéries dans un joint non étanche micro-décollé est responsable de réactions pulpaires et de caries secondaires, notamment dans les restaurations directes au composite [16,124].

Image d'un joint de collage présentant une cavitation [53]

IV.3.3. Attitude face aux échecs

La première étape face à un échec est de mettre en évidence la ou les causes possibles de cet échec. Il faut identifier à quel type d'échec relatif ou absolu on a affaire et déterminer si la restauration doit être refaite ou non.

En cas d'échec relatif, il faut évaluer le préjudice fonctionnel et esthétique de la restauration et l'échelle de temps. Si la restauration présente des manques de volume incompatibles avec une fonction acceptable et/ou une esthétique convenable, la réfection doit être envisagée a fortiori si elle a été posée récemment.

Si la restauration doit être déposée et remplacée, il faut déterminer à quel maillon se situe l'échec :
- Au niveau du praticien : non respect des indications et contre-indications, non respect des procédures cliniques, mise en place d'une restauration de mauvaise qualité, mauvais choix des matériaux.
- Au niveau du prothésiste : non respect des procédures d'élaboration.
- Au niveau du patient : mauvaise hygiène.

On doit déterminer si on refait une restauration avec les mêmes préparations ou si on en modifie l'architecture, si on refait le même type de restauration ou si on décide de passer à une restauration périphérique, si on utilise les mêmes matériaux ou si on choisit une restauration avec une infrastructure métallique. Plus l'échec est rapide à apparaître, plus il faudra remettre en question de paramètres. En cas d'échec sur un bridge sur inlay en zircone type fracture, doit-on retenter un bridge sur inlay (tout céramique ou avec du métal), ou passer à un bridge périphérique ? Certaines causes d'échecs comme un bruxisme non identifié pourront aussi provoquer un échec si le bridge périphérique est conçu en tout céramique.

En cas d'échec sur une restauration partielle tout céramique, il faut refaire le même type de restauration (tout céramique sur des tailles partielles) si et seulement si on est certain de pouvoir corriger les erreurs responsables de l'échec. Si les causes de l'échec ne peuvent être clairement identifiées et que la restauration choisie n'a pas été scientifiquement approuvée (bridge sur inlays ou périphérique de longue portée), il est préférable d'opter pour des types de restaurations ayant fait leurs preuves, par exemple en choisissant une infrastructure métallique, ou en étendant les préparations partielles en taille périphérique.

IV.4. Prise en charge par les organismes de santé

A l'heure actuelle, les organismes de santé n'ont pas intégré les restaurations partielles et les restaurations périphériques sur dent pulpée à leur nomenclature, malgré la longévité de ce type de restauration et leur efficacité clinique ainsi que le bénéfice évident pour le patient.

Les restaurations partielles collées type inlay, onlay, overlay ou couronne partielle peuvent dans certaines régions être remboursées comme des soins conservateurs mettant en jeu des matériaux plastiques, en fonction du nombre de faces touchées (SC-7 : 1 face, SC-12 : 2 faces, SC-17 : 3 faces). L'acte prothétique est alors un acte à entente directe avec dépassement d'honoraires. Dans d'autres régions, les restaurations partielles ne sont pas assimilées à des restaurations plastiques et sont cotées hors nomenclature. L'acte est alors hors nomenclature (HN) donc non pris en charge.

Le problème financier étant souvent le nerf de la guerre en matière de prothèses dentaires, une prise en charge insuffisante ou nulle par la sécurité sociale oblige un patient à choisir des restaurations qui sont plus mutilantes et qui condamneront davantage ses dents à long terme. Une restauration conservatrice vise la conservation des tissus dentaires et pulpaires sur le long terme. Le renouvellement des restaurations au cours des années amène à long terme une perte totale des tissus coronaires obligeant la dent à être dépulpée et couronnée.

Une meilleure prise en charge financière serait souhaitable à court terme car les techniques et les matériaux évoluent à une vitesse importante.

IV.5. La dentisterie numérique

Les débuts de la CFAO dentaire ont été rapportés dans les années 70. C'est à partir de l'an 2000 que la conception prothétique en CFAO est devenue une réalité incontournable [55]. En l'espace de 40 ans, les progrès ont été considérables, personne n'aurait pu imaginer une telle avancée il y a 40 ans. Ainsi, aujourd'hui il est difficile d'imaginer jusqu'où pourra aller la dentisterie numérique dans les 40 prochaines années. La dentisterie du XXIème siècle sera incontestablement adhésive, conservatrice et davantage axée sur une conception informatisée. Quelles seront les avancées de demain ?

Ce qui est certain, c'est que les grands principes de base ne changeront pas : il y aura toujours un appareil d'acquisition, un logiciel de CAO et une machine-outil.

* La prise d'empreintes deviendra ondulatoire et utilisera majoritairement des rayonnements optiques dans les basses longueurs d'onde. Les scanners type palpeurs tendront à disparaître. L'empreinte classique avec un porte-empreinte et un matériau de réplication donnant un modèle de travail est un concept qui tendra à devenir obsolète

tant il sera considéré comme rébarbatif, long et coûteux comparé aux acquisitions numériques intrabuccales.

L'empreinte optique statique (comme dans le Cerec®) passera au mode dynamique où on filmera au lieu de prendre un cliché. Cette capture dynamique pourra se faire pendant la taille des préparations ou après celles-ci. L'intégration de gyroscopes dans les instruments rotatifs (turbine gyroscopique) permettra au système d'acquisition de détecter chaque mouvement et d'actualiser la prise de vue en fonction de la taille des préparations. Le praticien pourra suivre à l'écran l'évolution de son travail avec une comparaison à des modèles idéaux et théoriques mémorisés en fonction de l'objectif à atteindre. Un système expert d'intelligence artificielle va corréler les données numérisées à des critères académiques reconnus en fonction des travaux et échecs passés enregistrés dans la base de données. L'analyse est centralisée, il n'y a plus d'actes isolés. Les informations acquises dans chaque cabinet seront analysées par les centres de recherche universitaires qui seront capables de développer de nouveaux concepts ou recommandations qu'ils transmettront dans les cabinets dentaires utilisant cette technologie par une mise à jour. On peut imaginer que ces modèles idéaux pourront se projeter sur la préparation sous une forme holographique. Il n'y aura alors qu'à tailler les parties indiquées directement sur la préparation. Les résolutions des empreintes seront agrandies permettant une précision accrue proche du micron.

Filmer les arcades permettra la prise d'une empreinte globale de toutes les dents avec les points de contacts et les limites des préparations. L'arcade antagoniste sera filmée de manière globale. Les mouvements dynamiques en propulsion et en latéralité seront également enregistrés, ce qui n'est pas vraiment pris en considération à l'heure actuelle.

L'empreinte dynamique des surfaces dentaires visibles pourra être corrélée à celle des contours osseux par rayons X ou ultrasons. Cette analyse permettra de renseigner sur la position des dents, la configuration des tables osseuses ou la structure osseuse.

* La modélisation sur le logiciel CAO évoluera vers une simplification voire un automatisme total [55]. Pour certains auteurs, la dentisterie n'est pas un art mais une science, et le geste artistique n'est là que pour combler un vide que la science n'est pas encore en mesure de mettre en œuvre.

L'étage de modélisation ne sera qu'une étape de validation, avec une possibilité de modification des propositions faites par le logiciel. On peut imaginer que les modifications se feront dans une réalité virtuelle avec des outils virtuels procurant les mêmes sensations qu'un outil physique (sensation du toucher, résistance du matériau).

* La fabrication de la pièce prothétique utilisera aussi bien des méthodes soustractives (par fraisage) qu'additives (par stéréolithographie).

Le rendu esthétique utilisera l'activation photométrique de matériaux mimétiques associée à des spectrocolorimètres. Les matériaux renfermeront une pigmentation interne capable d'être activée par un rayon laser ou un flux calorique présent dans la machine-outil. Cette activation pourra se faire dans la masse du matériau à un endroit déterminé dit point de focalisation, pendant ou après l'usinage et sera irréversible.

Les nano-technologies permettront peut-être de « faire pousser » la prothèse avec de l'hydroxyapatite fixée sur des fibres organiques. L'orientation des éléments constitutifs respectera la structure cristalline des tissus dentaires et sera guidée par la machine-outil.

* La communication inter-éléments sera également améliorée afin que la chaîne des trois éléments acquisition-modélisation-usinage utilise les meilleurs maillons possibles. Une prise d'empreinte au cabinet dentaire pourra être transmise à un centre CFAO spécialisé qui modélisera une restauration idéale puis l'usinera ou renverra la commande d'usinage sur la machine-outil du cabinet dentaire.

Nous pouvons imaginer qu'il y aura de nouveaux appareils rivaux du Cerec® donc une réelle concurrence sur ce nouveau marché des machines CFAO destinées aux cabinets dentaires. Le prix sera plus accessible, les machines plus précises et plus performantes avec des temps d'usinage diminués et une rentabilité accrue.

En conclusion de cette dernière partie, on peut établir cinq grands principes :

- Outre leur fragilité intrinsèque, les matériaux céramiques sont ceux qui sont les plus proches des tissus dentaires et donc les plus aptes à les restaurer avec qualité durablement et donc à les préserver.

- De nouveaux matériaux céramiques ou de collage pourront permettre dans l'avenir de dépasser les limitations actuelles permettant d'étendre les indications à des cas cliniques jugés défavorables selon les critères actuels.

- Selon les études cliniques de longévité et la HAS, les restaurations partielles unitaires et périphériques plurales de petite étendue peuvent être conçues en tout céramique sans risque, à l'inverse des restaurations partielles plurales et des bridges de grande étendue qui restent risqués et pour lesquels les facteurs de succès ou d'échec n'ont pas encore été mis clairement en évidence.

- La conception numérique est le domaine qui a le plus de potentiel d'évolution dans un avenir proche. Toutes les étapes de réalisation seront plus simples, plus rapides, moins dépendantes de l'opérateur et moins « pénibles » pour le praticien et le patient.

- L'art dentaire peut s'imaginer comme la capacité de déterminer, en fonction des différents paramètres cliniques, le type de restauration qui aura la plus grande probabilité de succès mécanique, biologique et esthétique et la plus grande longévité.

CONCLUSION

BIBLIOTHEQUE

Les progrès révolutionnaires de la dentisterie lui permettent de devenir de moins en moins mutilante et plus adaptée aux exigences esthétiques des cliniciens et des patients. L'espérance de vie d'une dent sur l'arcade est directement liée à la quantité et à la qualité des tissus durs qui la composent, il faut donc les préserver au maximum.

Dans le cas de pertes tissulaires moyennes à importantes, les restaurations adhésives partielles en céramique répondent aux impératifs mécaniques, biologiques, fonctionnels et esthétiques des restaurations coronaires. La révolution du collage permet de respecter les structures saines résiduelles et de les renforcer tout en préservant la vitalité pulpaire. Dans le cas de pertes tissulaires importantes ou de situations cliniques défavorables, les restaurations périphériques esthétiques peuvent être indiquées en ayant le moins recours possible aux pulpectomies « préventives » et aux ancrages radiculaires a fortiori chez le sujet jeune. Les indications doivent être clairement définies de manière à les rejeter dans tout environnement buccal non contrôlé.

Les procédures cliniques de l'empreinte à l'assemblage final doivent être rigoureuses car leur qualité de précision sera garante du succès prothétique à long terme. L'opérateur reste maître du jeu. Le succès ou l'échec thérapeutique vont plus dépendre de lui que des matériaux utilisés.

Le recul clinique des restaurations tout céramique valide leur utilisation pour des reconstitutions unitaires partielles et périphériques, et plurales périphériques de petite étendue. Les restaurations plurales partielles et les bridges de longue portée doivent encore être évalués cliniquement pour pouvoir les indiquer dans la pratique quotidienne en accord avec les données acquises de la science. Les vitrocéramiques renforcées au disilicate de lithium sont indiquées pour les restaurations unitaires partielles et les couronnes antérieures. L'alumine est indiquée pour les couronnes antérieures et postérieures et éventuellement les petits bridges antérieurs si le cas est favorable. La zircone est indiquée pour les couronnes antérieures et postérieures, les bridges partiels et périphériques y compris de longue portée.

L'avenir ouvert par la dentisterie numérique est immense tant du point de vue de l'acquisition optique que de l'élaboration et de la conception informatisée. Les étapes cliniques seront moins longues, plus agréables pour le patient et moins stressantes.

De nouveaux matériaux adhésifs seront élaborés et essayeront de pallier aux limitations actuelles notamment sur cette nécessité d'avoir un bandeau amélaire périphérique, ou d'avoir un champ opératoire parfaitement sec. De nouveaux matériaux céramiques pourraient compléter la gamme en apportant des propriétés mécaniques plus importantes et une esthétique encore plus proche de la dent naturelle. Toutes ces innovations permettront de considérer la restauration partielle collée comme partie intégrante de la dent, une sorte de « greffe » de la partie manquante avec les mêmes propriétés mécaniques et esthétiques qu'une dent indemne, dans l'attente d'une véritable régénération des tissus dentaires originels.

BIBLIOGRAPHIE

1. ABERG CH., VAN DIJKEN JW., OLOFSSON AL.
Three-year comparison of fired ceramic inlays cemented with composite resin or glass ionomer.
Acta Odontol. Scand., 1994; 52 : 140-149

2. ABULIUS R.
Zircone colorée pour chapes translucides.
Technol. Dent., 2008; 104 : 30-36

3. AGBODJAN A., KAHIL M.
Etat de surface des matériaux céramiques et adhésion de Prevotella Intermedia ; expérimentation in vitro.
Alternatives, 2007; 36 : 31-37

4. AL-HIYASAT AS., SAUNDERS WP., SHARKEY SW. et al.
The abrasive effect of glazed, unglazed, and polished porcelain on the wear of human enamel, and the influence of carbonated soft drinks on the rate of wear.
Int. J. Prosthodont., 1997; 10 (3) : 269-82

5. ALBERS HF.
Conventional cementation.
Adept. Report.; 1991; 2 : 41-52

6. ANDERSSON M., RAZZOOG ME., ODEN A. et al.
Procera : a new way to achieve an all-ceramic crown.
Quintessence Inter., 1998; 29 (5) : 285-96

7. ANDREASEN JO., FARIK B., MUNKSGARRD EC.
Long-term calcium hydroxide as a root canal dressing may increase risk of root fracture.
Dent. Traumatol., 2002; 18 (3) : 134-137

8. AQUILINO SA., CAPLAN DJ.
Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth.
J. Prosthet. Dent., 2002; 87 (3) : 256-263

9. ASSOCIATION DENTAIRE FRANCAISE
Les céramo-céramiques.
Paris : dossiers ADF, 2005 - 63p.

10. ATSU SS., KILICARSLAN MA., KUCUKESMEN HC. Et al.
Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin.
J. Prosthet. Dent., 2006; 95 : 430-436

11. AZEVEDO C.
RelyX Unicem. Pourquoi est-il devenu incontournable ?
Inf. Dent., 2008; 90 (26) : 1456-1459

12. BAGAMBISA FB., KAPPERT HF., SCHILLI W.
Interfacial reactions of osteoblasts to dental and implant materials.
J. Oral. Maxillofac., 1994; 52 (1) : 52-56

13. BARGHI N.
To silanate or not to silanate : making a clinical decision.
Comprend. Contin. Educ. Dent., 2000; 21 (8) : 659-662

14. BARTALA M.
Scellement ou collage ? Le choix raisonné.
Cah. Prothèse., 2002; 117 : 67-82

15. BAUDOIN CA., BENNANI V., SERRE D.
Inlays-onlays de céramique. Indications et formes de préparation.
Actual. Odonto-Stomatol., 2000; 212 : 407-415

16. BERGENHOLTZ G., COX CF., LOESCHE Y.J. et al.
Bacteria leakage around dental restorations : its effect on the dental pulp.
J. Oral. Pathol., 1982; 11 : 439-450

17. BERTERETCHE MV., DECLOQUEMENT C.
Empreinte totale ou empreinte sectorielle en prothèse conjointe ?
Cah. Protèse., 1997; 100 : 25-35

18. BESNAULT C., COLON P.
L'adhésion aux tissus dentaires.
Rev. Odonto-Stomatol., 2000; 29 (4) : 209-216

19. BESNAULT C., COUDRAY L., ATTAL JP.
Inlays composite scellés au ciment verre ionomère modifié par addition de résine.
Inf. Dent., 2004; 86 (1) : 31-38

20. BINDL A., MORMANN WH.
Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crowncopings on chamfer preparations.
J. Oral. Rehabil., 2005; 32 : 441-447

21. BINDL A., RICHTER B., MORMANN WH.
Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparation with reduced macro retention geometry.
Int. J. Prosthodont., 2005; 18 (3) : 219-224

22. BLATZ B., CHICHE G., HOLST S. et al.
Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia.
Quintessence Inter., 2007; 38 (9) : 745-753

23. BOUCHER Y., MATOSSIAN L., RILLIARD F., MACHTOU P.
Radiographic evaluation of the prevalence and technical quality of root canal treatment in a French subpopulation.
Int. Endod. J., 2002; 35 : 229-238

24. BREMER BD., GEURTSEN W.
Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlays or resin-based composites.
Am. J. Dent, 2001; 14 (4) : 216-220

25. BRUCE GA.
The Herbst method of filling with glass.
Dent. Rec., 1891; 11 : 47-48

26. BRYNOLF I.
Roentgenologic periapical diagnosis. I. Reproducibility of interpretation.
Swed. Dent. J., 1970; 63 (5) : 339-344

27. BUKIET F., LEHMANN N., TIRLET J.
Restauration partielle collée de la dent dépulpée. Préserver pour différer l'échéance prothétique.
Réalités Cliniques, 2004; 15 (1) :67-78

28. BUONOCORE MG.
A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces.
J. Dent. Res., 1955; 34 : 849-853

29. BURDAIRON G.
Abrégé de biomatériaux dentaires. 2è édition.
Paris : éditions Masson, 1990 - 306p.

30. BURKE FJ., CRISP RJ., RICHTER B.
A practice-based evaluation of the handling of a new self-adhesive universal resin luting material.
Int. Dent. J., 2006; 56 : 142-146

31. CADENARO M., ANTONIOLLI F., SAURO S. et al.
Degree of conversion and permeability of dental adhesives.
Eur. Oral. Sci., 2005; 113 : 525-530

32. CARRE J.
Réussir la pressée de la chape.
Technol. Dent., 2000; 165 : 75-76

33. CHERON R.
Ciment ou colle ? Que choisir ?
Alternatives, 2005; 27 : 3-11

34. CHERON R., DEGRANGE M.
Colles et ciments : s'y retrouver et choisir.
Inf. Dent., 2007; 89, 4 : 127-136

35. CHRISTENSEN GJ.
Marginal fit of gold inlay castings.
J. Prosthet. Dent., 1966; 16 : 297-305

36. COBANKARA FK., UNLU N., CETIN AR. et al.
The effect of different restoration techniques on the fracture resistance of endodontically-treated molars.
Oper. Dent., 2008; 33 (5) : 526-533

37. COELHO SANTOS MJ., MONDELLI RF., LAURIS JR. et al.
Clinical evaluation of ceramic inlays and onlays fabricated with two systems: two-year clinical follow up.
Oper. Dent., 2004; 29 (2) : 123-130

38. CONRAD HJ., SEONG WJ., PESUN IJ.
Current ceramic materials and systems with clinical recommendations : A systematic review.
J. Prosthet. Dent., 2007; 98 (5) : 389-404

39. COUNCIL ON DENTAL CARE PROGRAM
Code on dental procedures and nomenclature.
J. Am. Dental. Assoc., 1991; 122 (3) : 91-97

40. COVACCI V., BRUZZESE N., MACCAURO G. et al.
In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic.
Biomaterials, 1999; 20 (4) : 371-376

41. DE MARCH P., LAUNOIS C.
Bridge de longue portée : céramo-métallique ou tout céramique.
Réalités Cliniques, 2007; 18 (3) : 249-261

42. DE MARCO TJ., PAINE S.
Mandibular dimensional change.
J. Prosthet. Dent., 1974; 31 : 482-485

43. DE MUNCK J., VARGAS M., VAN LANDUYT et al.
Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin.
Dent. Mater., 2004; 20 (10) : 963-971

44. DE SOUZA COSTA CA., HEBLING J., RANDALL RC.
Human pulp response to resin cements used to bond inlay restorations.
Dent. Mater., 2006; 22 : 954-962

45. DEGRANGE M.
Les adhésifs qui requièrent un mordançage préalable sont-ils obsolètes ?
Inf. Dent., 2007; 89 (4) :119-124

46. DEGRANGE M.
Systèmes adhésifs auto-mordançants. Une mode ou la voie du futur ?
Inf. Dent., 2004; 86 (1) : 21-29

47. DEGRANGE M., LAPOSTOLLE B.
L'expérience des Batailles des adhésifs. Bien connaître son adhésif, mieux l'employer.
Inf. Dent., 2007; 89, 4 : 113-117

48. DERAND T., MOLIN M., KVAM K.
Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces.
Dent. Mater., 2005; 21 : 1158-1162

49. DEROUEN T.A., MARTIN M.D., LEROUX B.G. et al.
Neurobehavioral effects of dental amalgam in children: a randomized clinical trial.
J. Am. Dent. Assoc., 2006; 295 : 1784-1792

50. DESCORPS-DECLERE J.
Analyse des indications de retraitement endodontique en structure hospitalo-universitaire.
Thèse de doctorat d'Etat en Chirurgie Dentaire, Paris 7, 2003 - 86p.

51. DESCORPS-DECLERE J., RILLIARD F.
L'index péri-apical.
Alternatives, 2005; 26 : 73-78

52. DIETSCHI D., DUC O., KREJCI I. et al.
Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth : a systematic review of the litterature. Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces and in vivo studies).
Quintessence Inter., 2008; 39 (2) : 117-129

53. DIETSCHI D., SPREAFICO R.
Restaurations esthétiques collées.
Paris: Quintessence International, 1997 - 215p.

54. DUARTE S., SAAD JRC.
Marginal adaptation of class 2 adhesive restorations.
Quintessence Inter., 2008; 39 (5) : 413-419

55. DURET F., DURET B., PELISSIER B.
CFAO : futur prometteur.
Inf. Dent., 2007; 89 (29) : 1704-1712

56. EDELHOFF D., SORENSEN J.
Light transmission through all-ceramic framework and cement combinations.
J. Dent. Res., 2002; Numéro spécial A : 81

57. EL-ARABY A., AL-JABAB A.
The influence of some dentin primers on calcium hydroxide lining cement.
J. Contemp. Dent. Pract., 2005; 6 (2) : 1-9

58. EL BERNOUSSI J.
Nouvelles céramiques : le compromis entre esthétique et fonction.
Journal de la Société Odontologique de Paris, 2008; 5 : 22-23

59. ENDO T., FINGER WJ.
Dimensional accuracy of a new polyether impression material.
Quintessence Inter., 2006; 37 (1) : 47-51

60. ESQUIVEL-UPSHAW JF., YOUNG H., JONES J. et al.
Four-year clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for posterior fixed partial dentures.
Int. J. Prosthodont., 2008; 21 (2) : 155-160

61. ETIENNE O., TOLEDANO C.
Le collage auto-adhésif auto-mordançant : solution universelle ?
Inf. Dent., 2007; 16 : 834-840

62. FABIANELLI A., GORACCI C., BERTELLI E. et al.
A clinical trial of Empress II porcelain inlays luted to vital teeth with a dual-curing adhesive system and a self-curing resin cement.
J. Adhes. Dent., 2006; 8 (6) : 427-431

63. FAGES M., RAYNAL J., FELENC S. et al.
Les endocouronnes : apport de la CFAO directe du Cerec 3D.
Stratégie Prothétique, 2008; 8 (1) : 15-22

64. FAIRHURST C., LOCKWOOD PE., RINGLE RD. et al.
The effect of glaze on porcelain strength.
Dent. Mater., 1992; 8 : 203-207

65. FERRARRI JL., SADOUN M.
Classification des céramiques dentaires.
Cah. Prothèse., 1995; 89 : 17-26

66. FRADEANI M., D'AMELIO M., REDEMAGNI M.
Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns.
Quintessence Inter., 2005; 36 (2) : 105-113

67. FRON H., COUDRAY L., ATTAL JP.
Céramiques et CFAO, lesquelles choisir ?
Inf. Dent., 2007; 89 (29) : 1693-1698

68. FURUSE AY., PEUTZFELDT A., ASMUSSEN E.
Effect of evaporation of solvents from one-step, self-etching adhesives.
J. Adhes. Dent., 2008; 10 : 35-39

69. FUSS Z., LUSTIG J., KATZ A. et al.
An evaluation of endodontically treated vertical root fractured teeth: impact of operative procedures.
J. Endod., 2001; 27 (1) : 46-48

70. FUZZI M., RAPPELLI G.
Les préparations pour inlays, onlays céramiques.
Réalités cliniques, 1996; 7 (4) : 487-497

71. GALIATSATOS AA., BERGOU D.
Six-year clinical evaluation of ceramic inlays and onlays.
Quintessence Inter., 2008; 39 (5) : 407-412

72. GERTH HU., DAMMASCHKE T., ZUCHNER H. et al.
Chemical analysis and bonding reaction of Rely X Unicem and Bifix composite – A comparative study.
Dent. Mater., 2006; 22 : 934-941

73. GEURTSEN W., SCHOELER U.
A 4-year retrospective clinical study of Class I and Class II composite restorations.
J. Dent., 1997; 25 (3-4) : 229-32

74. GHRENASSIA C., LUCAS S., FARRE P. et al.
Les indications du système CEREC.
Stratégie Prothétique, 2008; 8 (2) : 125-131

75. GREGOIRE G., DELANNEE M., CENAC LAHON-DEBAT JP.
Les adhésifs automordançants : comment optimiser les résultats.
Clinic., 2008; 29 : 487-496

76. GREGOIRE G., MILLAS A.
Microscopic evaluation of dentin interface obtained with 10 contemporary self-etching systems : correlation with their pH.
Oper. Dent., 2005; 30 (4) : 81-491

77. HAGGE M.S., LINDEMUTH J.S.
Shear bond strength of an autopolymerizing core building composite bonded with 9 dentin adhesive systems.
J. Prosthet. Dent., 2001; 86 : 620-623

78. HANNIG C., WESTPHAL C., BECKER K. et al.
Fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars restored with CAD/CAM ceramic inlays.
J. Prosthet. Dent., 2005; 94 (4) : 342-349

79. HANSEN EK., ASMUSSEN E.
Improved efficacy of dentin-bonding agents.
Eur. J. Oral Sci., 1997; 105 (5) : 434-439

80. HASHIMOTO M., ITO S., TAY FR. et al.
Fluid movement across the resin-dentin interface during and after bonding.
J. Dent. Res., 2004; 83 : 843-848

81. HAUTE AUTORITE DE SANTE
Bon usage des technologies médicales - Place des prothèses dentaires à infrastructure céramique, Mai 2008
Adresse URL : http://www.hassante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/bat_fbtm_dents_ceramique_cv_2008.pdf

82. HIKITA K., VAN MEERBEEK B., DE MUNCK J. et al.
Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin.
Dent Mater., 2007; 23 (1) : 71-80

83. HIRAISHI N., YIU CKY., KING NM. et al.
Effect of pulpal pressure on the microtensile bond strength of luting resin cements to human dentin.
Dent. Mater., 2009; 25 : 58-66

84. HOLMES JR., BAYNE SC., HOLLAND GA. et al.
Considerations in measurement of marginal fit.
J. Prosthet. Dent., 1989; 62 : 405-408

85. HOMEWOOD CI.
Cracked tooth syndrome. Incidence, clinical findings and treatment.
Aust. Dent. J., 1998; 43 (4) : 217-222

86. HUANG TJ., SCHILDER H., NATHANSON D.
Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin.
J. Endod., 1992; 18 (5) : 209-215

87. HUE O., BERTERETCHE MV.
Le choix des couleurs en prothèse ou comment utiliser un teintier.
Alternatives, 2005; 26 : 14-23

88. JEPSEN A.
Root surface measurement and a method for x-ray determination of root surface area.
Acta. Odontol. Scand., 1963; 21 : 35-46

89. JOKSTAD A., MJOR IA., QVIST V.
The age of restorations in situ.
Acta. Odontol. Scand., 1994; 52 : 234-242

90. JOSSET Y., OUM'HAMED Z., ZARRINPOUR A. et al.
In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics.
J. Biomed. Mater. Res., 1999; 47 (4) : 481-493

91. KAHEHASHI S., STANLEY HR., FITZGERALD R.
The surgical exposures of dental pulps in germ-free and conventional laboratory rats.
Oral. Surg., 1965; 20 : 340-349

92. KELLY JR.
Machinable ceramics.
Berlin : Quintessence Publishing, 2006 - State of the Art of CAD/CAM Restorations, 20 Years of CEREC : 29-38

93. KELLY JR., NISHIMURA I., CAMPBELL SD.
Ceramics in dentistry : historical roots and current perspectives.
J. Prosthet. Dent., 1996; 75 : 18-32

94. KELLY JR., TESK JA., SORENSEN JA.
Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo : analising and modelling.
J. Dent. Res., 1995; 74 : 1253-1258

95. KERN M., WEGNER SM.
Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability.
Dent. Mater., 1998; 14 : 64-71

96. KIMOTO K., TANAKA K., TOYODA M. et al.
Indirect latex glove contamination and its inhibitory effect on vinyl polysiloxane polymerization.
J. Prosthet. Dent., 2005; 9 (5) : 433-438

97. KNIGHT GT., BERRY TG., BARGHI N. et al.
Effect of two methods of moisture control on marginal microleakage between resin composite and etched enamel : a clinical study.
Int. J. Prosth., 1993; 6 : 475-479

98. KRAMER N., FRANKENBERGER R.
Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years.
Dent. Mater., 2005; 21 : 262-271

99. KREJCI I., LUTZ F., GAUTSCHI L.
Wear and marginal adaptation of composite resin inlays.
J. Prosthet. Dent., 1994; 72 : 233-244

100. KUHN G.
Inlays-onlays en méthode indirect : mode d'emploi.
Journal de la Société Odontologique de Paris, 2008; 1 : 27-30

101. LACROIX P., LABORDE G., LAURENT M. et al.
Quels sont les critères de choix des matériaux pour les empreintes de prothèse fixée ?
Stratégie Prothétique, 2004; 4 (5) : 331-336

102. LACROIX P., LAURENT M., MARGOSSIAN P. et al.
Quels sont les critères de choix des porte-empreintes et adhésifs ?
Strat. Proth., 2004; 4 (5) : 337-342

103. LANDER E., DIETSCHI D.
Endocrowns : a clinical report.
Quintessence Inter., 2008; 39 (2) : 99-106

104. LASFARGUES JJ.
Evolution des concepts en odontologie conservatrice. Du modèle chirurgical invasif au modèle médical préventif.
Inf. Dent., 1998; 40 : 3111-3124

105. LASSERRE JF., POP IS., D'INCAU E.
La couleur en odontologie. 1ère partie : déterminations visuelles et instrumentales.
Cah. Prothèse., 2006; 135 : 25-39

106. LAURENT M., ABOUDHARAM G., LAPLANCHE O.
Céramiques sans armatures. Quels procédés pour quelles applications ?
Cah. Prothèse., 2002; 119 : 7-15

107. LECERF J., LE PAN J.
Le modèle de travail peut-il corriger les imprécisions de l'empreinte ?
Stratégie Prothétique, 2005; 5 (1) : 33-39

108. LECERF J., LE PAN J., LECERF O.
L'empreinte en occlusion a-t-elle encore sa raison d'être ?
Stratégie Prothétique, 2005; 5 (1) : 11-16

109. LEHMANN N., ALLARD Y.
Ciments, colles. Comment faire le bon choix ? Comment les utiliser ?
Clinic. Form. Contin., 2006; 27 (1) : 605-611

110. LI ZC., WHITE SN.
Mechanical properties of dental cements.
J. Prosthet. Dent., 1999; 81 : 597-609

111. LU H., MEHMOOD A., CHOW A. et al.
Influence of polymerisation mode on flexural properties of esthetic resin luting agents.
J. Prosthet. Dent., 2005; 94 : 549-554

112. LU H., NGUYEN B., POWERS JM.
Mechanical properties of 3 hydrophilic addition silicone and polyether elastomeric impression materials.
J. Prosthet. Dent., 2004; 92 (2) : 151-154

113. LUCAS S., GHRENASSIA CH., ESCLASSAN R. et al.
La temporisation en prothèse fixée.
Stratégie Prothétique, 2008; 8 (2) : 97-100

114. MACHTOU P.
Etanchéité apicale versus étanchéité coronaire.
Réalités Cliniques, 2004; 15 (1) : 5-20

115. MANHART J., CHEN H.Y., NEUERER P. et al.
Three-year clinical evaluation of composite and ceramic inlays.
Am. J. Dent., 2001; 14 (2) : 95-99

116. MARECHAL H.
La gestion des teintes avec IPS Empress.
Technol. Dent., 2000; 165 : 66-68

117. MARGERIT J., LETHUILLIER J., JACQUOT B. et al.
Les polyéthers : de la structure aux applications cliniques.
Alternatives, 2007; 33 : 35-47

118. MARQUARDT P., STRUB JR.
Survival rates of IPS Empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: Results of a 5-year prospective clinical study.
Quintessence Inter., 2006; 37 (4) : 253-259

119. MARTIN N., JEDYNAKIEWICZ NM.
Clinical performance of CEREC ceramic inlays: a systematic review.
Dent. Mater., 1999; 15 (1) : 54-61

120. MAUNY F., SADOUN M., DANIEL X.
Les préparations coronaires périphériques pour procédés céramo-céramiques.
Réalités Cliniques, 1996; 7 (4) : 459-470

121. MCLAREN EA., WHITE SN.
Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial.
J. Prosthet. Dent., 2000; 83 (2) : 216-222

122. MCLEAN JW., KRAMER IRH.
A clinical and pathological evaluation of a sulphinic acid activated resin for use in restorative dentistry.
Br. Dent. J., 1952; 93 : 255-69

123. MCLEAN JW., VON FRAUNHOFER JA.
The estimation of cement film thickness by an in vivo technique.
Br. Dent. J., 1971; 131 : 107-11

124. MEDINA VO., SHINKAI K., SHIRONO M.
Histopathologic study on pulp response to single-bottle and self-etching adhesive systems.
Oper. Dent., 2002; 27 : 330-342

125. MESSER RL., LOCKWOOD PE., WATAHA JC., et al.
In vitro cytotoxicity of traditional versus contemporary dental ceramics.
J. Prosthet. Dent., 2003; 90 (5) : 542-548

126. MJOR IA., MOORHEAD JE.
Selection of restorative materials, reasons for replacement, and longevity of restorations in Florida.
J. Am. Coll. Dent., 1998; 65 (3) : 27-33

127. MOLIN M., KARLSSON SL.
A randomized 5-year clinical evaluation of 3 ceramic inlay systems.
Int. J. Prosthodont., 2000; 13 (3) : 194-200

128. MOLL K., GARTNER T., HALLER B.
Effect of moist bonding on composite/enamel bond strength.
Am. J. Dent., 2002; 15 : 85-90

129. MORMANN WH., BINDL A.
All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations.
Dent. Clin. North. Am., 2002; 46 : 405-426

130. MOUSSALLY C.
Les inlays en céramique avec l'utilisation d'un système 3D en pratique quotidienne.
Chir. Dent. Fr., 2005; 75 (1209) : 41-55

131. MOUSSALLY C., COUDRAY L., ATTAL JP.
L'empreinte optique.
Alternatives, 2007; 33 : 23-32

132. NAESELIUS K., ARNELUND CF., MOLIN MK.
Clinical evaluation of all-ceramic onlays: A 4-year retrospective study.
Int. J. Prosthodont., 2008; 21 (1) : 40-44

133. NOACK MJ., DE GEE AJ., ROULET JF. et al.
Interfacial wear of luting composites of ceramic inlays in vitro.
J. Dent. Res., 1992; 71 : 113

134. O'BRIEN WJ., BOENKE KM., GROH CL.
Coverage errors of two shade guides.
Int. J. Prosthodont., 1991; 4 : 45-50

135. O'NEAL SJ., MIRACLE RL., LEINFELDER KF.
Evaluating interfacial gap for esthetic inlays.
J. Am. Dent. Assoc., 1993; 124 : 48-54

136. OBERHOLZER TG., PAMEIJER CH., GROBLER SR. et al.
Volumetric polymerisation shrinkage of different dental restorative materials.
SADJ, 2004; 59 (1) : 8-12

137. ODMAN P., ANDERSSON B.
Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 Years : A prospective clinical study.
Int. J. Prosthodont., 2001; 14 (6) : 504-509

138. OHLMANN B., RAMMELSBERG P., SCHMITTER M. et al.
All-ceramic inlay-retained fixed partial dentures: Preliminary results from a clinical study.
J. Dent., 2008; 36 : 692-696

139. OLMEZ A., OZTAS N., BASAK F. et al
A hystopathologic study of direct pulp-capping with adhesive resins.
Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod., 1998; 86 : 98-103

140. ORSTAVIK D., KERELES K., ERIKSEN HM.
The periapical index : a scoring system for radiographic assessment of apical peiodontisis.
Endod. Dent. Traumatol., 1986; 2 (1) : 20-34

141. OTTO T., DE NISCO S.
Computer-aided direct ceramic restorations : a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays.
Int. J. Prosthodont., 2002; 15 (2) : 122-128

142. PALLESEN U., VAN DJIKEN JW.
An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system.
Eur. J. Oral. Sci., 2000; 108 (3) : 239-246

143. PARAVINA RD., POWERS JM., FAY RM.
Color comparison of two shade guides.
Int. J. Prosthodont., 2002; 15 (1) : 73-78

144. PERELMUTER S.
Le concept In-Ceram : onlays, facettes, couronnes et bridges sans support métallique.
Paris : éditions CdP, 1993 - 97p.

145. PERELMUTER S., ZEBOULON S.
Améliorations récentes des matériaux d'empreintes.
Alternatives, 2007; 33 : 15-20

146. PERIE B., DEFLINE B., BOHIN F.
Comment éviter le tirage ?
Stratégie Prothétique, 2004; 4 (5) : 363-368

147. PERIE B., DEFLINE B., BOHIN F.
Quelles sont les causes de déformation des empreintes ?
Stratégie Prothétique, 2005; 5 (1) : 17-23

148. PERTOT WJ., MACHTOU P.
L'étanchéité coronaire: un facteur de réussite du traitement endodontique.
Cah. Prothèse., 2001; 116 : 21-29

149. PERTOT WJ., SIMON S.
Le traitement endodontique.
Paris : Quintessence International, 2003 - 128p.

150. PEUMANS M., KANUMILLI P., DE MUNCK J. et al.
Clinical effectiveness of contemporary adhesives : A systematic review of current clinical trials.
Dent. Mater., 2005; 21 : 864-881

151. PEUMANS M., MUNCK J., VAN LANDUYT K. et al.
Three-year clinical effectiveness of a two-step self-etch adhesive in cervical lesions.
Eur. J. Oral Sci., 2005; 113 : 512-518

152. PISSIS P.
Fabrication of metal free ceramic restoration utilizing the monobloc technique.
Pract. Periodontics Aesthet. Dent., 1995; 7 (5) : 83-94

153. PISSIS P., LECARDONNEL A.
La technique monobloc : innovation, rigueur et simplicité, huit ans de recul. 2ème partie : élaboration de laboratoire.
Alternatives, 1999; 2 : 45-48

154. PISSIS P., MORLOT F.
La technique monobloc : innovation, rigueur et simplicité, huit ans de recul. 1ère partie.
Alternatives, 1999; 1 : 16-22

155. PIWOWARCZYK A., LAUER H.C., SORENSEN J.A.
In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials.
J. Prosthet. Dent., 2004; 92 (3) : 265-73

156. PJETURSSON BE., SAILER I., ZWAHLEN M. et al.
A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns.
Clin. Oral. Implants Res., 2007; 18 (3) : 73-85

157. PLASMANS PJ., CREUGERS NH., MULDER J.
Long-term survival of extensive amalgam restorations.
Ned. Tijdschr. Tandheelkd., 2000; 107 (6) : 233-237

158. PONTIUS O., HUTTER JW.
Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems and endodontically treated incisors without coronoradicular reinforcement.
J. Endod., 2002; 28 (10) : 710-715

159. PROBSTER L.
Survival rate of In-Ceram restorations.
Int. J. Prosthodont., 1993; 6 (3) : 259-263

160. POUJADE JM., ZERBIB C., SERRE D.
Céramiques dentaires.
EMC-Dentisterie, 2004; 1 : 101-117

161. QUALTROUGH AJE., CRAMER E., WILSON NHF. et al.
An in vitro evaluation of the marginal integrity of a porcelain inlays system.
Int. J. Prosthodont., 1991; 4 : 517-523

162. RATTIER E., ACQUIE JP.
Inlays et reconstitution assistée par ordinateur.
Chir. Dent. Fr., 2005; 1234 : 43-48

163. RAY H.A., TROPE M.
Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration.
Int. Endod. J., 1995; 28 : 12-18

164. REEH ES., MESSER HH., DOUGLAS WH.
Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures.
J. Endod., 1989; 15 (11) : 512-516

165. REISS B., WALTHER W.
Clinical long-term results and 10-year Kaplan-Meier analysis of Cerec restorations.
Int. J. Comput. Dent., 2000; 3 (1) : 9-23

166. RENAULT P.
Précision des joints céramique-dent : étude comparée de deux méthodes de caractérisation.
Evaluation de quatre techniques d'élaboration.
Thèse de Doctorat d'Etat en Chirurgie Dentaire, Paris 5, 1990 - 152p.

167. REUVER J.
592 pulp cappings in a dental office - A clinical study (1966-1990).
Dtsch. Zahnarztl. Z., 1992; 247 (1) : 29-32

168. RIGNON-BRET C., RENAULT P., MOINARD M.
Couleurs, formes et caractérisations des restaurations en céramique.
Réalités Cliniques, 2002; 13 (2) : 125-153

169. ROULET JF., JANDA R.
Restaurations indirectes en céramique.
Réalités Cliniques, 2000; 11 (4) : 441-459

170. SAILER I., PJETURSSON BE., ZWAHLEN M. et al.
A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses.
Clin. Oral Impl. Res., 2007; 18 (Suppl. 3) : 86–96

171. SALEH AA., ETTMAN WM.
Effect of endodontic irrigation solutions on microhardness of root canal dentine.
J. Dent., 1999; 27 (1) : 43-46

172. SCHEDLE A., IVANOVA M., KENNDLER E.
Determination of ethoxylated bisphenol a dimethacrylate monomers in dental composites by micellar electrokinetic chromatography.
J. Chromatogr. A., 2003; 990 (1-2) : 231-237

173. SCHITTLY E., BESNAULT C., BOUTER D. et al.
Influence of self-etching primer preapplication on the dentin-titanium shear bond strength mediated by a resin-modified glass-Ionomer cement.
Int. J. Prosthodont., 2005; 18 (2) : 112-116

174. SCHULTE G., VOCKLER A., REINHARDT R.
Longevity of ceramic inlays and onlays luted with a solely light-curing composite resin.
J. Dent., 2005; 33 : 433-442

175. SHILLINGBURG HT.
Bases fondamentales en prothèse fixée. 3ème édition.
Paris : éditions CdP, 1998 - 572p.

176. SIMON S.
Economie tissulaire et traitement endodontique.
Réalités Cliniques, 2004; 15 (1) : 21-32

177. SJOGREN G., MOLIN M., VAN DIJKEN JW.
A 5-year clinical evaluation of ceramic inlays (Cerec) cemented with a dual-cured or chemically cured resin composite luting agent.
Acta. Odontol. Scand., 1998; 56 (5) : 263-7

178. SJOGREN G., SLETTEN G., DAHL JE.
Cytotoxicity of dental alloys, metals, and ceramics assessed by millipore filter, agar overlay, and MTT tests.
J. Prosthet. Dent., 2000; 84 (2) : 229-236

179. SOARES PV., SANTOS-FILHO PCF., MARTINS LRM. et al.
Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillar premolars. Part I: fracture resistance and fracture mode.
J. Prosthet. Dent., 2008; 99 : 30-37

180. SORENSEN JA., MARTINOFF JT.
Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth.
J. Prosthet. Dent., 1984; 51 (6) : 780-784

181. SORENSEN JA., TORRES TJ.
Improved color matching of metal-ceramic restaorations. Part I : a systematic method for shade determination.
J. Prosthet. Dent., 1987; 58 : 133-139

182. STAPPERT CF., ATT W., GERDS T. et al.
Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation.
J. Am. Dent. Assoc., 2006; 137 (4) : 514-22

183. STAPPERT CF., DAI M., GERDS T. et al.
Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems.
Br. Dent. J., 2004; 196 : 766-770

184. STAPPERT CF., GUESS PC., GERDS T. et al.
All-ceramic partial coverage premolar restorations. Cavity preparation design, reliability and fracture resistance after fatigue.
Am. J. Dent., 2005; 18 (4) : 275-280

185. STAPPERT CF., GUESS PC., GERDS T. et al.
All-ceramic partial coverage restorations on natural molars. Masticatory fatigue loading and fracture resistance.
Am. J. Dent., 2007; 20 (1) : 21-26

186. STAPPERT CF., GUESS PC., STRUB JR.
Preliminary clinical results of a prospective study of IPS e.max Press and Cerec ProCAD partial coverage crowns.
Schweiz. Monatsschr. Zahnmed., 2006; 116 (5) : 493-500

187. SUBAY RK., DEMIRCI M.
Pulp tissue reactions to a dentin bonding agent as a direct capping agent.
Endod., 2005; 31 : 201-204

188. SULIMAN AA., BOYER DB., LAKES RS.
Cusp movement in premolars resulting from composite polymerisation shrinkage.
Dent. Mater., 1993; 9 : 6-10

189. SUMMITT JB., ROBBINS JW., SCHWARTZ R. et al.
Fundamentals of operative dentistry : a contemporary approach - 2nd edition.
Chicago : Quitessence Publishing, 2000 - 576p.

190. TAY FR., PASHLEY DH., PRATI C. et al.
Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part II: Single-bottle, total-etch adhesive.
J. Adhes. Dent., 2003; 5 : 91-105

191. TAY FR., PASHLEY DH., YIU CK. et al.
Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part I: Single-step self-etching adhesive.
J. Adhes. Dent., 2003; 5 : 27-40

192. THEPIN JC., AUROY P., MARTIN E. et al.
L'empreinte en double mélange : putty or not putty.
Stratégie Prothétique, 2004; 4 (5) : 369-374

193. THORDRUP M., ISIDOR F., HORSTED-BINSLEV P.
A prospective clinical study of direct composite and ceramic inlays : ten years results.
Quintessence Inter., 2006; 37 (2) : 139-144

194. TIRLET G., ATTAL JP.
Les inlays/onlays esthétiques & colles modernes.
Inf. Dent., 2008; 154 : 1-7

195. TIRLET G., ATTAL JP.
Les inlays en composite. 1ère partie.
Indépendentaire, 2005; 26 : 82-88

196. TIRLET G., ATTAL JP.
Les inlays en composites. 2è partie.
Indépendentaire, 2006; 39 : 95-102

197. TRONSTAD I., ABSJORNSEN K., DOVING I. et al.
Influence of coronal restorations on the periapical health of endodontically treated teeth.
Endod. Dent. Traumatol., 2000; 16 : 218-221

198. UO M., SJOGREN G., SUNDH A. et al.
Cytotoxicity and bonding property of dental ceramics.
Dent. Mater., 2003; 19 (6) : 487-492

199. VALANDRO LF., OZCAN M., BOTTINO MC. et al.
Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia-reinforced ceramics: the effect of surface conditioning.
J. Adhes. Dent., 2006; 8 : 175-181

200. VAN DIJKEN JWV.
Resin-modified glass ionomer cement and self-cured resin composite luted ceramic inlays. A 5-year clinical evaluation.
Dent. Mater., 2003; 19 (7) : 670-674

201. VERMEERSCH G., LELOUP G., VREVEN J.
Mesure de la libération de fluorures de ciments verre ionomères, composites chargés en polyacides et résines composites.
J. Biomater. Dent., 1998; 13 : 17-23

202. VIGOLO P., MUTINELLI S.
Porcelain inlays cemented with composite resin cement : an in vitro investigation of pulpal reaction one year following cementation.
J. Prosthodont., 2007; 16 : 123-128

203. WADHWANI CP., JOHNSON GH., LEPE X. et al.
Accuracy of newly formulated fast-setting elastomeric impression materials.
J. Prothet. Dent., 2005; 14 (3) : 158-163

204. WALKER MP., PETRIE CS., HAJ-ALI R. et al.
Moisture effect on polyether and polyvinylsiloxane dimensional accuracy and detail reproduction.
J. Prosthodont., 2005; 14 (3) : 158-163

205. WHITE SN., ZHAOKUN Y.
Compressive and diametral tensile strengths of current adhesive luting agents.
J. Prosthet. Dent., 1993; 69 : 568-572

206. WILWERDING T.
History of Dentistry 2001.
Creighton University School of Dentistry.
Adresse URL : http://cudental.creighton.edu/htm/history2001.pdf

207. WOLFART S., BOHLSEN F., KERN M. et al.
A preliminary prospective evaluation of all-ceramic crown-retained and inlay-retained fixed partial dentures.
Int. J. Prosthodont., 2005; 18 (6) : 497-505

208. WOLFART S., LUDWIG K., UPHAUS A. et al.
Fracture strength of all-ceramic posterior inlay-retained fixed partial dentures.
Dent. Mater., 2007; 23 : 1513-1520

209. YANG B., LANGE-JANSEN HC., SCHARNBERG M. et al.
Influence of saliva contamination on zirconia ceramic bonding.
Dent. Mater., 2008; 24 : 508-513

210. YOSHIDA Y., VAN MEERBEK B., NAKAYAMA Y. et al.
Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces.
J. Dent. Res., 2000; 79 : 709-714

211. ZALKIND MM., KEISAR O., EVER-HADANI P. et al.
Accumulation of Streptococcus mutans on light-cured composites and amalgam : an in vitro study.
J. Esthet. Dent., 1998; 10 : 187-90

212. ZARONE F., SORRENTINO R., APICELLA D. et al.
Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means endocrowns compared to a natural tooth : a 3D static linear finite elements analysis.
Dent. Mater., 2006; 22 (11) : 1035-1044

Nancy-Université

Faculté d'Odontologie

Jury : Président : JP LOUIS – Professeur des Universités
Juges : J. SCHOUVER – Maître de Conférence des Universités
JP SALOMON – Maître de Conférence des Universités
H. MONDON – Assistant Hospitalier Universitaire

BIBLIOTHEQUE PHARMACIE ODONTOLOGIE NANCY

Thèse pour obtenir le diplôme D'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

Présentée par: **Monsieur ZIELINSKI Anthony, Ladislas**

né(e) à: **NANCY (Meurthe-et-Moselle)** le **27 juillet 1982**

et ayant pour titre : **« Les restaurations adhésives en céramique du secteur postérieur : vers une prothèse plus conservatrice ?»**

Le Président du jury,

JP. LOUIS

Le Doyen,
de la Faculté d'Odontologie

P. BRAVETTI

Autorise à soutenir et imprimer la thèse 3201

NANCY, le 15 JAN. 2008

Le Président de l'Université Henri Poincaré, Nancy-1

Pour le Président
et par délégation,
le Vice-Président du
Conseil des Etudes et de la Vie Universitaire

J-P. FINANCE

ZIELINSKI Anthony – Les restaurations adhésives en céramique du secteur postérieur : vers une prothèse plus conservatrice ?

NANCY 2009 - 262 pages ; 30 cm
Th. : Chir.-Dent. : Nancy 2009

Mots-clés : Céramo-céramique
Collage
Conservation tissulaire
Restauration partielle
Restauration périphérique

BIBLIOTHÈQUE NANCY

ZIELINSKI Anthony – Les restaurations adhésives en céramique du secteur postérieur : vers une prothèse plus conservatrice ?

Th. : Chir.-Dent. : Nancy 2009

Les progrès des biomatériaux de collage et des technologies d'élaboration prothétique ont logiquement conduit à des évolutions majeures dans la profession, permettant de concevoir des restaurations céramo-céramiques respectant les tissus résiduels et la vitalité pulpaire. C'est un véritable challenge de faire le point sur tous les matériaux et toutes les techniques disponibles à l'heure actuelle afin de faire le meilleur choix de conception prothétique. La discussion s'articule en quatre grandes parties, chacune se concluant par cinq grands principes essentiels.

Dans la première partie, les différents principes de taille sont décrits suivant qu'elle est conservatrice ou invasive, en décrivant les différentes indications, contre-indications, avantages et inconvénients des différents systèmes.

Dans la deuxième partie, tous les matériaux intervenant dans l'assemblage prothétique sont décrits, allant du complexe dentino-pulpaire aux matériaux céramiques et de collage.

Dans la troisième partie, la procédure clinique est détaillée point par point, pour chaque séance clinique, en fonction des différents matériaux pouvant être utilisés.

Enfin dans la dernière partie, on évalue la qualité des systèmes tout céramique en analysant les différentes études cliniques publiées, afin de déterminer dans quels cas la thérapeutique peut présenter un risque.

JURY : Président : JP. LOUIS — Professeur des Universités
Juge : J. SCHOUVER — Maître de Conférences des Universités
Juge : JP. SALOMON — Maître de Conférences des Universités
Juge : H. MONDON — Assistant Hospitalier Universitaire

Adresse de l'auteur : ZIELINSKI Anthony
12 rue de Norvège
54500 Vandoeuvre-Lès-Nancy

ZIELINSKI Anthony – Les restaurations adhésives en céramique du secteur postérieur : vers une prothèse plus conservatrice ?

NANCY 2009 - 262 pages ; 30 cm
Th. : Chir.-Dent. : Nancy 2009

Mots-clés : Céramo-céramique
Collage
Conservation tissulaire
Restauration partielle
Restauration périphérique

ZIELINSKI Anthony – Les restaurations adhésives en céramique du secteur postérieur : vers une prothèse plus conservatrice ?

Th. : Chir.-Dent. : Nancy 2009

Les progrès des biomatériaux de collage et des technologies d'élaboration prothétique ont logiquement conduit à des évolutions majeures dans la profession, permettant de concevoir des restaurations céramo-céramiques respectant les tissus résiduels et la vitalité pulpaire. C'est un véritable challenge de faire le point sur tous les matériaux et toutes les techniques disponibles à l'heure actuelle afin de faire le meilleur choix de conception prothétique. La discussion s'articule en quatre grandes parties, chacune se concluant par cinq grands principes essentiels.

Dans la première partie, les différents principes de taille sont décrits suivant qu'elle est conservatrice ou invasive, en décrivant les différentes indications, contre-indications, avantages et inconvénients des différents systèmes.

Dans la deuxième partie, tous les matériaux intervenant dans l'assemblage prothétique sont décrits, allant du complexe dentino-pulpaire aux matériaux céramiques et de collage.

Dans la troisième partie, la procédure clinique est détaillée point par point, pour chaque séance clinique, en fonction des différents matériaux pouvant être utilisés.

Enfin dans la dernière partie, on évalue la qualité des systèmes tout céramique en analysant les différentes études cliniques publiées, afin de déterminer dans quels cas la thérapeutique peut présenter un risque.

JURY : Président : JP. LOUIS — Professeur des Universités
Juge : J. SCHOUVER — Maître de Conférences des Universités
Juge : JP. SALOMON — Maître de Conférences des Universités
Juge : H. MONDON — Assistant Hospitalier Universitaire

Adresse de l'auteur : ZIELINSKI Anthony
12 rue de Norvège
54500 Vandoeuvre-Lès-Nancy