HAL
open science

Infrastructures de bridges en zircone Y-TZP : de la conception aux applications

Celia Pradines

To cite this version:

Celia Pradines. Infrastructures de bridges en zircone Y-TZP : de la conception aux applications. Sciences du Vivant [q-bio]. 2010. hal-01739138

HAL Id: hal-01739138

https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01739138v1

Submitted on 20 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

ACADEMIE DE NANCY-METZ

UNIVERSITE HENRI POINCARE-NANCY I

FACULTE D'ODONTOLOGIE

Année 2010 N°

THESE

Pour le

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR

EN CHIRURGIE DENTAIRE

Par **Célia PRADINES**

Née le 06 mai 1984 à Besançon (Doubs 25)

INFRASTRUCTURES DE BRIDGES EN ZIRCONE Y-TZP : DE LA CONCEPTION AUX APPLICATIONS

Présentée et soutenue publiquement le 17 mai 2010

Examinateurs de la thèse :

Pr. J-P. LOUIS	Professeur des Universités	Président
Dr. P. DE MARCH	Maître de conférences des Universités	Juge
Dr. C. LAUNOIS	Ancien Maître de conférences des Universités	Juge
Dr. S. BARONE	Assistant	Juge

Nancy-Université
Université Henri Poincaré

Faculté d'Odontologie

Président : Professeur J.P. FINANCE *Doyen : Docteur Pierre BRAVETTI*

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

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

Doyen Honoraire : Pr. J. VADOT

Sous-section 56-01	Mme	**DROZ Dominique (Desprez)**		Maître de Conférences
Odontologie pédiatrique	M.	PREVOST Jacques		Maître de Conférences
	M.	BOCQUEL Julien		Assistant
	Mlle	PHULPIN Bérengère		Assistant
	M.	SABATIER Antoine		Assistant
Sous-section 56-02	Mme	**FILLEUL Marie Pierryle**		Professeur des Universités*
Orthopédie Dento-Faciale	M.	BOLENDER Yves		Maître de Conférences
	Mlle	PY Catherine		Assistant
	M.	REDON Nicolas		Assistant
Sous-section 56-03	M.	*Par intérim ARTIS Jean Paul*		Professeur 1er grade
Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	Mme	JANTZEN-OSSOLA Caroline		Assistant
Sous-section 57-01	M.	**AMBROSINI Pascal**		Professeur des Universités*
Parodontologie	Mme	BOUTELLIEZ Catherine (Bisson)		Maître de Conférences
	M.	MILLER Neal		Maître de Conférences
	M.	PENAUD Jacques		Maître de Conférences
	M.	GALLINA Sébastien		Assistant
	M.	JOSEPH David		Assistant
Sous-section 57-02	M.	**BRAVETTI Pierre**		Maître de Conférences
Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique	M.	ARTIS Jean-Paul		Professeur 1er grade
Anesthésiologie et Réanimation	M.	VIENNET Daniel		Maître de Conférences
	M.	WANG Christian		Maître de Conférences*
	M.	BALLY Julien		Assistant
	M.	CURIEN Rémi		Assistant
	Mlle	SOURDOT Alexandra		Assistante
Sous-section 57-03	M.	**WESTPHAL Alain**		Maître de Conférences*
Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie,	M.	MARTRETTE Jean-Marc		Maître de Conférences*
Génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	Mlle	ERBRECH Aude		Assistante Associée au 01/10/2007
Sous-section 58-01	M.	**ENGELS-DEUTSCH Marc**		Maître de Conférences
Odontologie Conservatrice,	M.	AMORY Christophe		Maître de Conférences
Endodontie	M.	MORTIER Eric		Maître de Conférences
	M.	CUNY Pierre		Assistant
	M.	HESS Stephan		Assistant
	Mlle	PECHOUX Sophie		Assistante
Sous-section 58-02	M.	**SCHOUVER Jacques**		Maître de Conférences
Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle,	M.	LOUIS Jean-Paul		Professeur des Universités*
Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M.	ARCHIEN Claude		Maître de Conférences*
	M.	DE MARCH Pascal		Maître de Conférences
	M.	BARONE Serge		Assistant
	Mlle	BEMER Julie		Assistante
	Mlle	RIFFAULT Amélie		Assistante
	Mlle	MONDON Hélène		Assistant
	M.	SIMON Franck		Assistant
Sous-section 58-03	Mlle	**STRAZIELLE Catherine**		Professeur des Universités*
Sciences Anatomiques et Physiologiques	M.	RAPIN Christophe (Section 33)		Professeur des Universités
Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	Mme	MOBY Vanessa (Stutzmann)		Maître de Conférences*
	M.	SALOMON Jean-Pierre		Maître de Conférences
	Mme	JAVELOT Cécile (Jacquelin)		Assistante Associée au 01/01/2009

souligné : *responsable de la sous-section* *temps plein

Mis à jour le 01.02.2010

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.

A notre Président et co-directeur de thèse,

Jean-Paul LOUIS

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

Vous avez bien voulu nous faire l'honneur de présider notre jury de thèse, nous vous en sommes sincèrement reconnaissants.

Au cours de ces années, nous avons pu, par vos enseignements, admirer votre haute compétence clinique et scientifique, en même temps que nous avons apprécié votre grand humanisme.

Que ce travail soit le gage de notre respectueuse reconnaissance et de notre profond attachement.

Hommages respectueux.

A notre juge et directeur de thèse,

Pascal DE MARCH

Docteur en chirurgie Dentaire
Maître de Conférences des Universités
Sous-section : Prothèses

Vous m'avez fait l'honneur d'accepter de suivre et juger mon travail ; pour tout ce temps passé, je vous en serai toujours reconnaissante.

J'ai été éblouie par vos connaissances techniques et scientifiques, et par votre persévérance dans la recherche de la perfection…

Je souhaite modestement que vous trouviez ici quelques stigmates d'une volonté d'accomplir à mon tour un travail de qualité…

Sincères remerciements.

A notre juge,

Claude LAUNOIS

Docteur en chirurgie dentaire
Ancien Maître de Conférences des Universités
Ancien Praticien Hospitalier

Vous m'avez fait l'honneur d'être juge de mon travail, après avoir été la source d'inspiration de ce sujet de thèse.

En témoignage de ma très grande admiration pour votre instruction, votre rigueur et votre bienveillante autorité, vous aurez toujours pour moi une place de mentor.

J'essaierai encore une fois, dans ce parachèvement, de vous remercier à la hauteur de ce que vous m'avez appris….
Et je n'oublierai jamais qu'il faut toujours de « l'insolite » et du « splendide » dans une vie de « faiseur de rêves »…

Toute mon estime et mes amitiés.

A notre juge,

Serge BARONE

Docteur en Chirurgie Dentaire
Assistant hospitalier universitaire
Sous-section : Prothèses

Je vous remercie d'avoir accepté de faire partie de notre jury de thèse.

J'ai été très touchée par votre élan de spontanéité, et le grand intérêt que vous avez porté à ce sujet et ce, dès les premières ébauches.

Je vous suis vraiment reconnaissante,

Sincères remerciements.

Au Docteur Benoît Eme, mon fournisseur officiel de l'ID
Merci de partager votre savoir, savoi-faire, et vos questionnements perpétuels. Merci aussi pour votre soutien !

Au Docteur Jean-Pierre Jeannot, pour ces rendez-vous trimestriels psycho-gastronomico-professionnels.
Merci aussi à votre duo de prothésistes

Au Docteur Gérard Bensaïd, « frère » du précédent, pour ses splendides cas de zircone…qu'un jour j'espère voir pour de vrai…

Aux Docteurs Eric Vuillecard, et Didier Michel-Amadry,
Merci de votre accueil et aussi de m'avoir transmis toutes ces informations zirconifères…

Au Docteur Bernard Weiller,
Merci de m'avoir laissé regarder votre travail de plus près,
Et de m'avoir fait apprécier ce métier

A Henry Maître,
Merci pour cette journée instructive et toute votre documentation…

Aux Docteurs Eric Domenech, Maxime Angeli,
A Séverine, Isabelle et Sylvie

A mon Père,
Emporté par le vent,
A jamais la tête dans les étoiles…
Mais rien ne disparaîtra.
En ton Honneur…

A ma mère,
Merci d'avoir attendue avec patience
les fruits de toutes ces années…

A ma sœur,
Tu as commencé à m'aider
alors que je ne le savais pas.
Merci Ilse !

Elle m'a inspirée, m'a donné de l'air, de l'espoir et de l'énergie,
A l'Inde,
Aux rencontres insolites.

A toute ma famille, ceux qui m'aiMDent,

A ceux partis dans l'ombre trop vite…,
emportant une part de nos souvenirs.
La mémoire reste dans le cœur.

A mon Etoile qui brille…

A ma grand-mère L' Meumeu…Haut les Cœurs !

A mon grand-père, gardien d'un paradis terrestre.

A mes coussines Claire & Marine…we'll go round the world my friends !

A celui qui m'a indiqué la bonne voie en me rappelant
que la Volonté fait toujours les grands Hommes…
A Charbel.

A Roger le fatigué, mon père de lait.

A Barbu et Nicole, amis trans-générationnels

A Christophe,
Merci pour ton aide…et pour tout ce qui ne s'écrit pas…

A Kro, à tous ces grands moments déjantés, à l'inoubliable Corse,…
Que tout cela se poursuive…

A Sophie, coéquipière de Nancy à la Sardegna…Profitons Toujours!

A Severine, un pétard de vie dont on tombe rapidement accro!!!

A Oli, Claude, Vinz, George et Guillaume, amis transfrontaliers

A Ameline, Sandra, et leurs boyfriends
Merci pour votre accueil toujours chaleureux!

A mon Gisou, toujous partant pour buller, et là pour louer une chambre H24
A Poilu, ses T-Shirts, et son bain de bouche…
A Aurore La Blonde…. Et à toute la bande de Sauvages…

A Thomas, grand enfant terrible, merci de partager et projeter ta sensibilité…

A mon vieux Did… le seul qui, come moi, kiffe la pizza mexicaine !

A Mathieu… merci pour ces inoubliables « Moments » of Life, et vive l'UCPA !

A Pierre-Emile, merci pour ces soirées toujours aussi charmantes

A Tibo, ce sale gosse qui n'aimait pas les femmes^^

A Jack'… "unique »…je te prête un pieu quand tu veux !

A Charline, à Josepha,..Merci d'être là
Emilie, Julie la Mac Fly du 70, Lucie, Typhaine, Cyrielle, Nourredine…
amis de Tatawine,
Bonsoir !!!

A Pierre et Hélène, ceux qui ont failli voir Michaël Jackson en couleur…

A Adrien mon partenaire de Vodka Pom'

A Sophie B, Benoît E., Math'P.,et tous les autres faiseurs de rêves …

A ma binôme de choc, d'histoires délirantes et de chez Paul,…Emily

A Elise et Marie… au fait : Watson avait-il un jumeau ?…

A mes binômes Elise Wack, et Aude Bichet

A Magali, souvenir d'un été au CAV

A Lila, voisine de Sciences Olry, du Parc Politique, et mon lien @

A tous les Jeun's de Lyon, de Nancy, et de Franche-Comté…

A Yo…**quelque part sur terre**…

TABLE DES MATIERES

[Les infrastructures de bridges en zircone Y-TZP:
de la conception aux applications]

INTRODUCTION

PREMIERE PARTIE : LA ZIRCONE EMPLOYEE EN PROTHESE FIXEE

1 De « l'art du feu » aux céramiques dentaires 4
1.1. Naissance et développement de la céramique 4
1.1.1. La porcelaine dure 5
1.1.2. La porcelaine tendre 7
1.2. L'utilisation de la céramique comme matériau dentaire 7
1.3. Définition d'un matériau céramique 10
1.4. Rappel de minéralogie 10
1.5. Quelques définitions de produits céramiques 15
1.6. Synthèse de fabrication d'une céramique traditionnelle 17
1.6.1. Matières premières 17
1.6.2. Points essentiels de la mise en œuvre d'une céramique traditionnelle 19
1.6.3. La nature du produit fini : constitution d'une céramique traditionnelle 21
1.7. Les céramiques techniques 22
2 Les céramiques dentaires 26
2.1. Définition des céramiques dentaires : céramique cosmétique et céramique d'infrastructure 26
2.2. Classification des céramiques dentaires 31
2.2.1. Céramiques vitreuses biphasées exclusivement cosmétiques 31
2.2.1.1. Nature chimique des céramiques feldspathiques traditionnelles 31
2.2.1.2. Nature chimique des céramiques feldspathiques renforcées 33
►Enrichies en fluoro-apatite: 33
►Enrichies en leucite : 35
2.2.2. Céramiques vitreuses biphasées d'infrastructure 36
*Vitrocéramisation : Céramiques coulées à la cire perdue 37
*Technique des céramiques pressées : Cire perdue et injection 38
►A haute teneur en leucite : 38
►Enrichies en disilicate de lithium : 39
2.2.3. Céramiques essentiellement cristallines 45
2.2.3.1. Nature chimique des céramiques alumineuses 45
*Les débuts de la céramique alumineuse : la couronne « Jacket » renforcée, les procédés Hi-Ceram® et Cerestore®. (PERELMUTER *et al,* 2005 (31)) 45
►La couronne « Jacket » renforcée céramo-céramique 46
►Le procédé Hi-Ceram® 46
►Le procédé Cerestore® (céramique injectée/pressée) 46
*La céramique alumineuse à matrice cristalline infiltrée de verre : le procédé In Ceram® et la technique de la barbotine 46
*Evolution technique de l'In-Ceram® : le système Wolceram® avec barbotine de céramique alumineuse ou d'oxyde de zirconium, et électrophorèse 48
*La céramique alumineuse densifiée par frittage puis usinée par le système CFAO (Procera® AllCeram) 49
2.2.3.2. La zircone usinée par CFAO 50
3 La zircone 51
3.1. Introduction 51
3.2. Origine de la zircone 53
3.3. Composition chimique 54
3.4. Microstructure 55

3.5. La zircone stabilisée et ses applications 57
3.6. Propriétés mécaniques 58
3.6.1. Notion de mécanique 58
Test de traction : 58
Test de flexion : 59
Test de ténacité : 59
Fragilité, Ductilité, et Fluage : 60
3.6.2. Propriétés mécaniques générales des céramiques 61
3.6.3. Le comportement mécanique de la zircone Y-TZP 62
3.6.3.1. La fragilité de la zircone face à la ductilité des alliages 62
3.6.3.2. Résistance en traction et module de Young ou module d'élasticité longitudinale *E* 64
3.6.3.3. Résistance à la flexion 66
3.6.3.4. Résistance en compression 68
3.6.3.5. Mesure de la ténacité et résistance à la fatigue 68
3.6.3.6. Le processus de « Transformation résistante » de la zircone 71
3.6.3.7. Granulométrie et homogénéité de la poudre matricielle de 3Y-TZP 72
3.6.3.8. Le vieillissement de la zircone Y-TZP : le corollaire à sa métastabilité 74
3.7. Propriétés physiques 76
3.7.1. Coefficient de dilatation thermique (CDT) 76
3.7.2. Conductivité thermique 78
3.7.3. Température de cuisson et points de fusion 79
3.7.4. Mouillabilité 80
3.7.5. Etat de surface 80
3.7.6. Comportement envers les dents antagonistes : dureté et pouvoir abrasif 82
3.8. Propriétés optiques 85
3.8.1. Couleur de la zircone 85
3.8.1.1 Les armatures en zircone blanche 87
3.8.1.2. Les armatures en zircone colorée-imprégnée, monochromatique 87
3.8.1.3. Les armatures en zircone différenciée et infiltrée 88
3.8.2. Rôle de la lumière et état de translucidité 88
*La lumière : 88
*Transmission lumineuse : 88
*Transparence et opacité : 89
*Opalescence : 90
*Fluorescence : 90
*Propriétés optiques et choix prothétique : 90
3.9. Comportement radiographique 91
3.10. Propriétés biochimiques 91
3.10.1. Solubilité de la zircone 91
3.10.2. Absence de corrosion de la zircone 92
3.11. Biocompatibilité 93
3.11.1. Evaluation du pouvoir radioactif, mutagène et carcinogène de la zircone Y-TZP 93
3.11.2. Zircone et réactions cellulaires 94
3.11.3. Diminution de la prolifération bactérienne sur la zircone 95
3.11.4. Tests de biocompatibilité et normalisation 95
4 Les zircones utilisées en prothèse fixée 96
4.1. Elaboration du matériau zircone utilisée en prothèse fixée 96

4.1.1. Fabrication de la poudre 96
4.1.2. Préparation de la poudre pour pressage 97
4.1.3. Préparation des blocs : le pressage 97
4.1.4. Frittage 98
4.1.4.1. Frittage sous pression atmosphérique 98
4.1.4.2. Frittage d'une pièce usinée crue 98
4.1.4.3. Frittage sous haute pression isostatique : HIP (Hot Isostatic Pressing) 99
4.2. Description des différentes formes commercialisées de la zircone à usage dento-prothétique 100
4.2.1. La zircone préfrittée de type Y-TZP (Yttrium Tetragonal Zirconia Polycristal) . 100
4.2.2. La zircone frittée Y-TZP HIP 102
4.2.3. La zircone pressée isostatiquement puis usinée non frittée : l'exemple de Diazir® (Diadem Sas) 102
4.2.4. La zircone utilisée comme additif : In-Ceram® Zirconia (Vita) 103
4.2.5. Comparaison des variétés de zircone 103

DEUXIEME PARTIE :
CONCEPTION DES INFRASTRUCTURES DE BRIDGES EN ZIRCONE Y-TZP

1 Infrastructure de bridge : concept mécanique général 106
1.1. Introduction 106
1.2. Définition 106
1.3. Architecture dentaire et intégration prothétique 107
1.3.1. Agencement des dents sur les maxillaires 107
1.3.2. Forme des arcades 108
1.3.3. Inclinaison des dents et distribution des contraintes 109
1.4. Aspect parodontal et intégration prothétique 109
2 L'interface matériau/ substrat 110
2.1. Considérations générales sur les préparations en prothèse fixée 110
2.2. Qualités requises de l'interface zircone/ substrat 111
2.3. Illustrations des réductions dentaires 113
2.3.1. Dents antérieures 113
2.3.2. Dents postérieures 114
2.3.3. Préparations non-conformes 115
2.3.4. Instrumentation 115
3 La travée 117
3.1. Contraintes mécaniques 117
3.1.1. Définition d'une contrainte 117
3.1.2. Contrainte de tension : traction versus compression 118
3.1.3. Contrainte de cisaillement 119
3.1.4. Contrainte de torsion 120
3.1.5. Contrainte de flexion 120
3.2. Etat de contrainte au niveau des connexions du bridge 122
3.2.1. Contraintes générales 122
3.2.2. Contraintes spécifiques 122
3.3. Caractéristiques des « Contraintes de service » 124
3.3.1. Contraintes fonctionnelles 124
3.3.1.1. Intensité des forces fonctionnelles 124

3.3.1.2. Fréquence des forces fonctionnelles 125
3.3.1.3. Point d'application des forces fonctionnelles..... 125
3.3.2.. Les forces parafonctionnelles..... 126
3.3.3. Application des « Contraintes de service » sur la travée: forces et moments 126
3.4. Biomécanique et principes élémentaires de réalisation de la travée : longueur, hauteur et largeur..... 127
3.5. Design de la connexion 130
3.5.1. Diamètre de la connexion..... 130
3.5.2. Géométrie de la connexion..... 132
3.5.3. Rayon de courbures des embrasures 135
3.6. Design des intermédiaires de bridge 137
4 L'extrados de l'infrastructure de bridge en zircone Y-TZP..... 138
4.1. Introduction 138
4.2. Cas d'échecs : extrados et céramique cosmétique 138
4.3. Homothétie de l'armature..... 140
4.4. Précision maximale de la forme de l'extrados : maitriser la conception 141
4.5. Préparation des surfaces d'accroche à la céramique cosmétique..... 143

TROISIEME PARTIE :
PROCEDES DE REALISATION DES ARMATURES EN ZIRCONE Y-TZP

1 La CFAO 147
1.1. Les différents procédés de CFAO 148
1.1.2. Les procédés soustractifs : les principes 149
1.1.2.1. Les systèmes d'acquisition numérique..... 149
*La triangulation laser..... 149
*La grille projetée ou lumière structurée ou phénomène du moiré..... 150
*Holographie conoscopique..... 151
*Le palpeur..... 153
1.1.2.2. L'objet numérisé 153
*Numérisation des maquettes..... 153
*Numérisation des modèles 153
*Numérisation des empreintes 154
*Numérisation intra-buccale et empreinte optique. 155
*Numérisation des fabrications..... 160
*Evaluation de deux méthodes de numérisation : celle des maquettes Vs celle des modèles..... 160
1.1.2.3. La modélisation des prothèses : Conception Assistée par Ordinateur (CAO) 160
*Du nuage de points à la modélisation 3D..... 160
*Le standard numérique STL..... 161
*La modélisation par facettes ou modélisation polyédrique..... 161
*La modélisation par courbes ou modélisation paramétrique..... 161
*La conception en pratique 162
1.1.2.4. Les machines-outils et la Fabrication Assistée par Ordinateur (FAO) 162
*Usinage..... 163
*Machines faisant partie d'une solution de CFAO complète 163
*Machines et systèmes ouverts 164

*Les axes 164
1.1.2.5. Traçabilité 165
1.2. La CFAO au service de la prothèse fixée : un cas de précision! 166
2 Les procédés soustractifs : quelques systèmes industriels commercialisés 168
2.1. Le système CEREC inLab® (Sirona Dental Systems-Allemagne) 168
2.1.1. Introduction 168
2.1.2. Développement du procédé CEREC inLab® 168
2.1.3. Principe de fonctionnement du CEREC-inLab® 169
* Numérisation 169
* Conception de l'armature 170
* Usinage et post usinage 171
* Conclusion 171
2.2. Le système Lava™ (3M ESPE-USA) 172
2.2.1. Introduction 172
2.2.2. Principe de fonctionnement du système Lava™ 172
* Numérisation 172
* Conception de l'armature 172
* Usinage et post usinage 172
* Conclusion 174
2.3. Le système Précident®(DCS-Suisse) 174
2.3.1. Introduction 174
2.3.2. Principe de fonctionnement du système Précident® 174
* Numérisation 174
* Conception de l'armature 175
* Usinage et post usinage 175
* Conclusion 175
2.4. Les systèmes Mill 200 et Mill 300 (Bien-Air, Suisse) 176
2.4.1. Introduction 176
2.4.2. Principe de fonctionnement des systèmes Mill 200 et Mill 300 176
*Numérisation 176
*Conception de l'armature 177
*Usinage et post usinage 177
*Conclusion 177
2.5. Le système Cercon smart ceramics® (Dentsply Degudent, USA) 178
2.5.1. Introduction 178
2.5.2. Principe de fonctionnement du système Cercon smart ceramics® 178
*Numérisation 178
*Conception de l'armature 178
*Usinage et post-usinage 178
*Conclusion 178
2.6. Le système Diadem® (Diatomic, France) 179
2.6.1. Introduction 179
2.6.2. Principe de fonctionnement du système Diadem® 179
* Numérisation 179
* Usinage et post-usinage 179
* Conclusion 180
2.7. Le système DigiDENT®-GmbH, Allemagne 181
2.7.1. Introduction 181
2.7.2. Principe de fonctionnement du système DigiDENT® 181
* Numérisation 181

* Conception de l'armature 182
* Usinage et post-usinage 182
* Conclusion 183
2.8. Le système Everest® (KAVO Dental, Allemagne) 183
2.8.1. Introduction 183
2.8.2. Principe de fonctionnement du système Everest® 184
* Numérisation 184
* Conception de l'armature 184
* Usinage et post-usinage 185
* Conclusion 186
2.9. Le système Pro 50 ™ de Cynovad 187
2.10. Le système Cynoprod® distribué par Cynovad 187
2.10.1. Introduction 187
2.10.2. Principe de fonctionnement du système Cynoprod® 187
*Numérisation 187
*Conception de l'armature 188
*Usinage et post-usinage 188
2.11. Le système Etkon™ (Straumann, Allemagne) 189
2.11.1. Introduction 189
2.11.2. Principe de fonctionnement du système Etkon™ 189
*Numérisation 189
*Conception de l'armature 189
*Usinage et post-usinage 190
* Conclusion 190
2.12. Le système 3 Shape™ (distribué par Henry Schein) 191
2.12.1. Introduction 191
2.12.2. Principe de fonctionnement du système 3Shape™ 191
*Numérisation 191
*Conception de l'armature 191
*Conclusion 192
2.13. Le système NobelProcera™ Bridge Zirconia (Nobel Biocare, Suède) 193
2.13.1. Introduction 193
2.13.2. Principe de fonctionnement du système NobelProcera™Bridge Zirconia 193
*Numérisation 193
*Conception de l'armature 194
*Usinage et post-usinage 194
*Conclusion 195
2.14. Autres systèmes 195
2.15. Caractéristiques des systèmes les plus accessibles en France actuellement 196
3 Adaptation marginale des bridges en zircone 197
3.1. Considérations générales 197
3.2. Etudes cliniques 197
3.3. Conclusion 198
4 Traitement de l'intrados et modes d'assemblage 198
4.1. Introduction 198
4.2. Principales caractéristiques d'une colle, d'un ciment, des matériaux hybrides et des agents de couplage 199
4.2.1. Ciments traditionnels 199
*Les ciments à l'oxyphosphate de zinc 199
*Les ciments polycarboxylates 199

4.2.2. Matériaux hybrides 200
*Ciments verre-ionomères (CVI) traditionnels : 200
*Ciments verre-ionomères cermet (cermet est le nom donné à une céramique mélangée avec un liant métallique) : 200
*Ciments verre-ionomères modifiés par addition de résine (CVIMAR) : 200
*Compomères de scellement : 200
4.2.3. Colles 201
4.2.4. Rôle des agents de couplage et promoteurs d'adhésion 202
4.3. Assemblage des infrastructures en zircone Y-TZP 204
4.3.1. Scellement au CVIMAR 204
4.3.2. Collage avec des colles au potentiel adhésif : 204
4.3.3. Collage après traitement tribochimique 205
4.3.4. Synthèse et conclusion 206
4.3.5. Axes de progrès et de développement pour l'assemblage de la zircone 207
*Une modification partielle de l'intrados prothétique : 207
*Une évolution globale de l'intrados prothétique : 208

QUATRIEME PARTIE :
INDICATIONS ET LIMITES DES INFRASTRUCTURES EN ZIRCONE Y-TZP

1 Guide d'utilisation de la zircone Y-TZP 210
2 Précautions à prendre et maintenance 211
3 Points critiques et alternatives à la zircone Y-TZP 211

CONCLUSION

BIBLIOGRAPHIE

INTRODUCTION

[Les infrastructures de bridges en zircone Y-TZP:
de la conception aux applications]

En imitant la nature, l'art dentaire a toujours cherché à créer l'illusion…
Pour reproduire au plus juste le naturel, le domaine de la prothèse dentaire bénéficie depuis longtemps des matériaux céramiques.

Les céramiques dentaires, au départ uniquement utilisées comme cosmétique, ont vu leurs compositions évoluer vers des matériaux de plus en plus cristallins et résistants. L'intérêt étant de pouvoir les utiliser aussi comme matériaux d'infrastructure, en lieu et place des alliages métalliques.
L'alliance de compétences professionnelles et les innovations en biomatériaux ont fait entrer sur scène la zircone au début des années 1990.

Répondant aux demandes grandissantes de biocompatibilité et d'esthétique, les infrastructures en zircone Y-TZP apparaissent aujourd'hui comme une solution prothétique à ne pas occulter. Compte tenu surtout de ses propriétés mécaniques, la zircone Y-TZP permet désormais d'élargir les indications du « tout céramique » aux procédés de prothèse plurale.

Les améliorations permanentes de ces structures ne pourraient se faire sans les technologies informatiques et de micromécanique. Les systèmes de Conception et de Fabrication Assistées par Ordinateur permettent ainsi de répondre à ces exigences de production et de conception.

Cependant, ce matériau aux indications cliniques exigeantes, nécessite une utilisation rigoureuse et maîtrisée. Malgré ses nombreuses qualités, l'infrastructure de bridge en zircone Y-TZP reste une céramique au comportement fragile, nonobstant le développement de ses performances grâce à un travail continu.

Nous verrons alors comment elle peut concourir avec les armatures métalliques coulées, fines, précises, modifiables, et mécaniquement performantes.
Jusqu'où peut-elle représenter une véritable alternative aux infrastructures de bridges métalliques ?

Dans une première partie nous essayerons de placer la zircone dans le courant évolutif de l'ensemble des céramiques dentaires. Nous détaillerons ses propriétés et révélerons les spécificités permettant d'optimiser la résistance de la zircone.

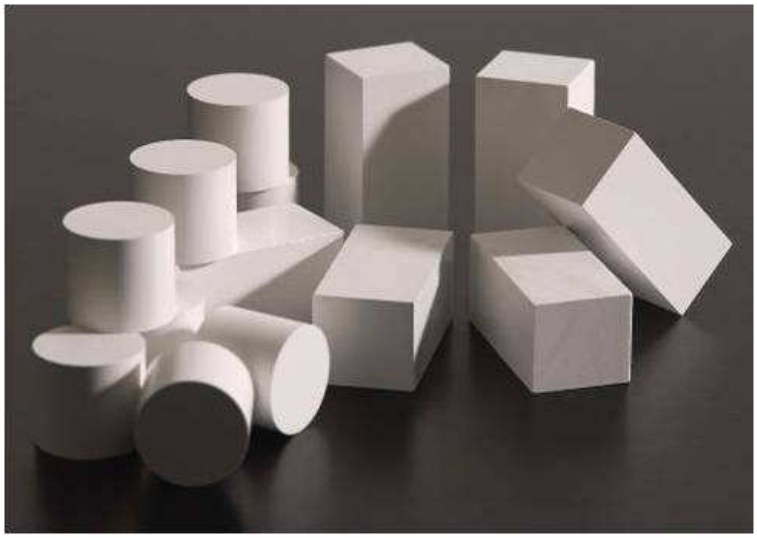
La deuxième partie tâchera de présenter les qualités requises à la conception d'une infrastructure de bridge en zircone Y-TZP, en vue de son intégration mécanique et biologique.

Nous décrirons dans une troisième partie les moyens de mise en œuvre d'une infrastructure en zircone Y-TZP, et présenterons une liste assez exhaustive de plusieurs systèmes industriels permettant la réalisation de ces armatures.

Enfin, dans une dernière partie, nous tenterons de définir sous forme d'un guide clinique les indications et les précautions à prendre.

Première partie :

LA ZIRCONE EMPLOYEE EN PROTHESE FIXEE



1 De « l'art du feu » aux céramiques dentaires

1.1. Naissance et développement de la céramique

Premier « art du feu » à apparaître, avant la métallurgie et le travail du verre, la céramique désigne l'ensemble des objets fabriqués en terre cuite qui ont subi une transformation physicochimique irréversible au cours de leur cuisson à température plus ou moins élevée. (Wikipedia, Céramique, Histoire, 2009 **(1)**).

Même si « l'âge de la céramique » n'a jamais existé, son invention est une étape majeure dans le développement des techniques humaines. Cette évolution va être rapide en terme de formes et de décors, et ainsi servir de marqueur aux différents courants culturels du Néolithique dont la fin est marquée par l'émergence de la métallurgie avec l'âge de Cuivre puis l'âge de Bronze, ainsi que par l'invention de l'écriture en 3300 av. JC.

Historiquement, la céramique est donc considérée comme une invention des groupes humains du **Néolithique** (de -9000 au Moyen Orient à -3300 en Europe), qui s'est ensuite diffusée à partir de l'âge de Bronze (de -4000 à -800 pour la France).
L'utilisation de terre cuite à des fins non utilitaires est toute fois attestée dès le Paléolithique supérieur (de -30000 à -12000).

La poterie (au sens originel de fabrication de récipients en terre cuite) apparaît chez les groupes de chasseurs-cueilleurs en voie de néolithisation en Russie, en Scandinavie, et surtout au Japon durant la période Jômon (15000 à 12000 av. JC).

Elle a été également inventée indépendamment et relativement anciennement au Proche-Orient :
-7000 ans en Iran,
-6000 ans en Syrie,
-5400 ans en Irak, puis en Asie mineure (soit l'Anatolie, ou actuelle Turquie), dans les Balkans et en méditerranée occidentale.

Initialement, la fabrication des objets, c'est-à-dire leur mise en forme à partir d'argile plastique, se fait entièrement à la main en partant d'un boudin de terre : le colombin.

Pour confectionner un récipient rond, il apparaît plus efficace de faire tourner le bloc d'argile, d'où l'invention du tour à potier il y a quelques 5000 ans.

Le façonnage par coulage apparaît dans les dernières années du XVIIIème siècle. Cette technique consiste à verser de la pâte à l'état fluide dans un moule en plâtre présentant en creux la forme de la pièce à obtenir. Au contact du plâtre, l'eau est absorbée par capillarité ; il se produit alors une filtration et la pâte se dépose sur la paroi absorbante en épousant toutes les sinuosités du plâtre.

Le terme « Céramique » dérive du grec *Keramos* rappelant les cornes de certains animaux puis les coupes (en forme de cornes) en argile séchée. Par la suite, *Keramos* désigne les verbe et noms suivants : *brûler, terre à potier, argile*. Ce terme a donné son nom au latin *Cremare* (crémation), ainsi qu'à un quartier de potiers d'Athènes « le Céramique ».
Initialement, il s'agit donc de l'art de fabriquer des poteries, soit de façonner l'argile et d'en fixer les formes par la cuisson. La céramique inclut de multiples pièces de terre cuite comme la faïence, le grès et la porcelaine, c'est-à-dire tous produits constitués principalement de silicates. La porcelaine n'est ainsi qu'un cas particulier de céramique, dure, blanche et translucide.

C'est en Extrême-Orient, vers 650 en Chine, que débute l'histoire de la céramique en raison de la présence en abondance de kaolin (*goaling* « colline haute »), l'une des matières premières avec les feldspaths et le quartz. Ce sont les carrières de kaolin à Jingdezhen dans la région de Jiangxi qui vont permettre le développement des techniques de fabrication de céramique.

1.1.1. La porcelaine dure

La porcelaine *véritable* ou *dure* encore appelée *chinoise* est connue en Chine et au Japon aux VI-VII siècles. A l'époque des Tang (618-907), la cuisson dans un four dragon permet d'obtenir des températures dépassant les 1300°C, faisant ainsi de la porcelaine une véritable richesse. Les premiers fours clos sont inventés en 4000 avant J-C ; la cuisson y est plus régulière avec des températures plus élevées que dans les foyers à feu découvert.

Nota benne : Pour ordre de grandeur, les températures de cuisson se situent entre 800-900°C pour la porcelaine tendre, et à 1300-1400°C pour la porcelaine dure.

Cette dynastie Tang fut un « âge d'or » pour l'art de la céramique et son exportation.
Au IX siècle, les navigateurs arabes introduisent la porcelaine chinoise au Moyen-Orient.

Grâce à l'oxyde de Cobalt, les Tang expérimentèrent un nouveau style de céramique qui connaîtra un grand succès sous les dynasties Yuan (1271-1368), Ming (1368-1644), et Qing (1644-1911) : ce sont les céramiques « Bleu et blanc », mondialement connues. Enfin, les premiers céladons (Qing) apparaissent, et sont appréciés tout particulièrement pour la dégustation du thé. (Wikipédia, Céramique, Histoire, 2009 **(1)**).

Figure 1.Vase chinois Ming « bleu et blanc ».**(2)**

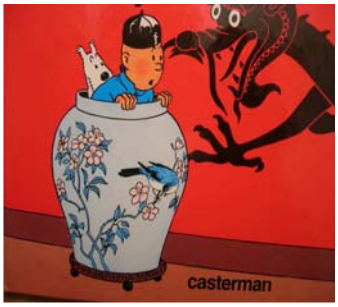


Figure 2. Vase chinois revu dans le 9ème art par Hergé « Le lotus bleu ».**(3)**

La porcelaine chinoise parvient en Occident au début du XV siècle. Véritable article de luxe, cette marchandise exotique est réservée à de riches amateurs européens qui l'importent à grands frais.
A partir du XVI siècle, les faïenceries européennes cherchent à imiter la porcelaine, véritable casse-tête chinois, mais elles n'y parviendront qu'au XVIII siècle.
En France, sa fabrication commence à Strasbourg en 1751 grâce à Paul Hannon avec du kaolin venu d'Allemagne, puis à Paris, Sèvres, Marseille, Niderviller, Limoges, après la découverte en 1765 d'un gisement de kaolin à Saint-Yrieix-la-Perche, au sud de Limoges.

Concernant la cuisson de la porcelaine dure, une première phase est opérée (800-1050°C), ce qui permet d'obtenir le dégourdi ; puis une couverte feldspathique est appliquée et cuite à haute température (1250-1450°C), afin de lui conférer sa dureté qui la rend inrayable à l'acier (contrairement à la porcelaine tendre), ainsi que son aspect final brillant et translucide.
Les porcelaines dures les plus connues sont celles de Limoges (Bernardaud, Deshoulières, Royal Limoges, etc.), de Sèvres, et la porcelaine de Chelsea en Angleterre.
(Quid 2000, Arts divers **(4)**)

Figure 3. « La Bocca » Bertrand Lavier 2006
Canapé de porcelaine. Sèvres. **(5)**

Figure 4. «Epinikion V » Marina Karella 1997
Porcelaine nouvelle dite PN. Sèvres.**(5)**

Outres des sculptures contemporaines, les manufactures françaises, comme celle de Sèvres, (appartenant aujourd'hui à l'Etat) continuent à fabriquer des pièces de vaisselle.

Figure 5. Mug en porcelaine.

Figure 6. Porte brosses à dents en porcelaine**.**

1.1.2. La porcelaine tendre

Avant l'apogée de la porcelaine véritable, des imitations suppléant au manque de kaolin en Europe ont été mises au point: ce sont les porcelaines *tendres*. Après une première cuisson à 1200°C, le biscuit obtenu est revêtu d'une glaçure plombeuse cuite entre 900 et 1000°C. A ce type appartiennent les réalisations de Rouen, Saint-Cloud, Chantilly, Vincennes, Strasbourg, etc.
(*Larousse,* 2003 **(6)**)

Figure 7. Assiette les Oiseaux. Porcelaine de Chantilly.

1.2. L'utilisation de la céramique comme matériau dentaire

L'idée d'utiliser la porcelaine comme matériau dentaire revient à Alexis Duchâteau. Cet apothicaire, avec l'aide de Dubois de Chemant, un chirurgien dentiste, s'adresse à la Manufacture de porcelaine de Sèvres pour solutionner le problème de la putréfaction de sa prothèse en ivoire d'hippopotame. Ils mettent alors au point en 1774 une prothèse aux dents de porcelaine.

En 1808, l'italien Giuseppangelo Fonzi invente les dents individuelles en porcelaine.
Le développement de la céramique dentaire se poursuit avec le dépôt du brevet de la couronne « **Jacket** » en 1887 par Land. Cette couronne tout en céramique dite « **Haute fusion** » (1130°C) devient la référence en dentisterie esthétique mais sa grande fragilité restreint son utilisation aux dents antérieures unitaires.

Au début des années 1960 apparaissent les procédés céramo-métalliques avec alliages nobles (Weinstein, Howard et Klein) qui connaissent rapidement un succès considérable parce qu'ils allient la solidité du métal à la beauté de la céramique. Par ailleurs, dès 1970, l'utilisation d'alliages non nobles contribue à une plus grande diffusion de ces procédés.

Les composants de base des céramiques dentaires traditionnelles sont :
-Les feldspaths ayant le rôle de fondants
-Le quartz (silice) correspondant aux charges, agents de noyautage.
-Les argiles (kaolin) servant d'opacifiant, d'agent de modelage et permettant de rigidifier l'ensemble par réaction pyrochimique avec le fondant (feldspath).
Le kaolin est un phyllosilicate dérivé des feldspaths par hydrolyse (atmosphérisation)
Il a pour formule chimique : $Al_2O_32SiO_23H_2O$

Le kaolin, argile longtemps employée dans la porcelaine, a ensuite disparu de la constitution des céramiques dentaires (à l'exception de certaines céramiques à haute fusion pour les dents du commerce) car trop réfractaire (Tf=1800°C).
Dès lors les températures de fusion des céramiques ont pu être abaissées : on parle de céramique « **moyenne fusion** » (env. 960°C).
L'absence d'argile dans les céramiques dentaires qui ont été réalisées par la suite fait qu'il ne s'agit plus de porcelaines mais de **céramiques dentaires**, c'est-à-dire de **verres feldspathiques chargés de quartz.**
Le kaolin est donc remplacé par d'autres éléments mécaniquement robustes et opacifiants : ce sont les néocéramiques.

Aujourd'hui, ces céramiques feldspathiques sont les plus employées en prothèse fixée et correspondent aux **céramiques cosmétiques**.
On peut également les qualifier de « **Vitrocéramiques** » au sens structural du terme car il s'agit d'un matériau biphasé avec une phase cristalline (quartz) et une phase vitreuse silicique.

Après avoir retracé l'histoire de la céramique, nous allons en donner une définition puis rappeler quelques termes de minéralogie.

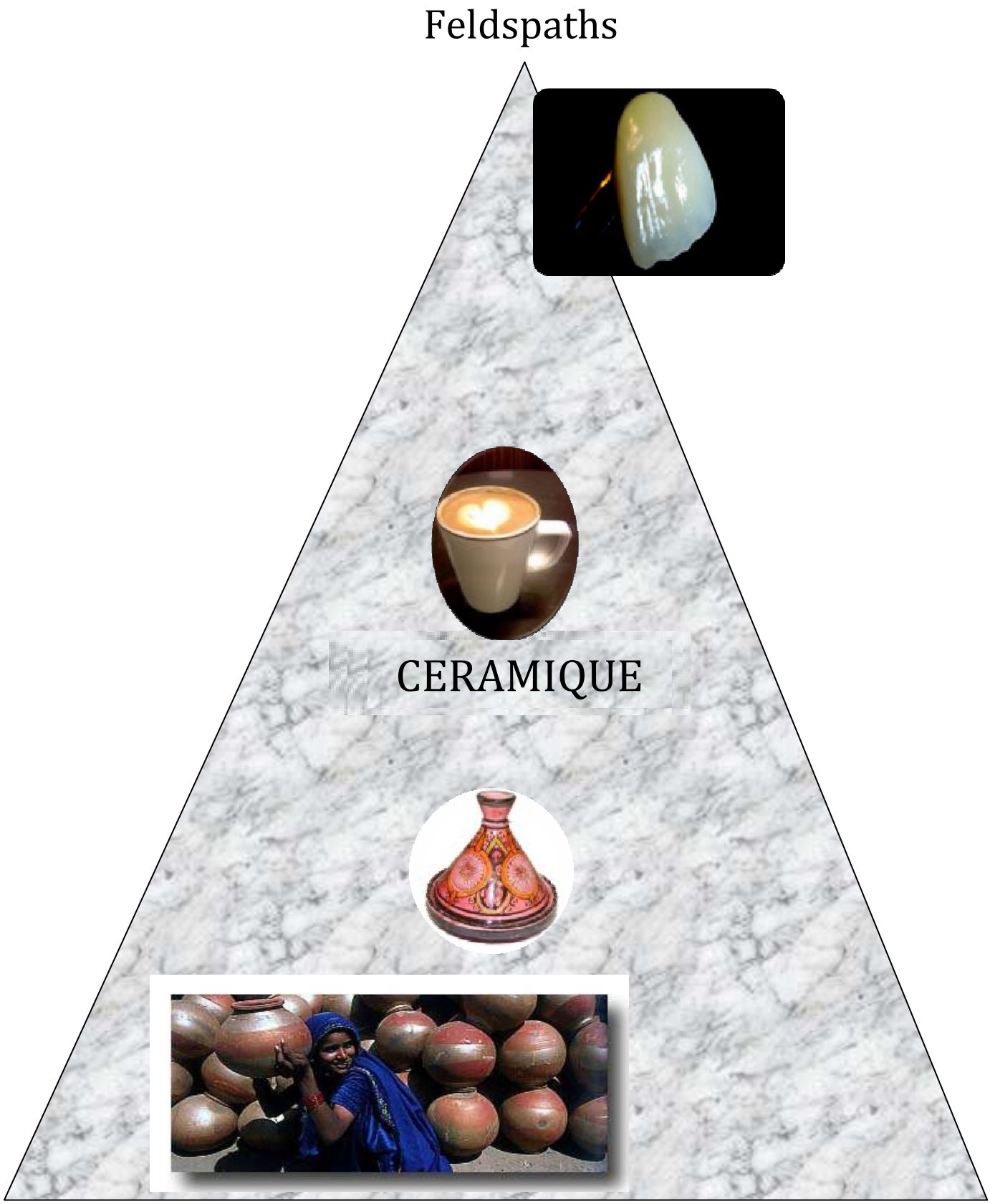


Figure 8. Pyramide de l'évolution constitutive des céramiques.

1.3. Définition d'un matériau céramique

Un **matériau céramique** est une **pièce de synthèse, solide à température ambiante, non métallique, inorganique et généralement fragile. Le matériau est mis en forme (solidifié) à haute température par frittage, cristallisation ou par prise d'un liant hydraulique. Cela se fait à partir d'une pâte humide plastique (cas des verres minéraux), ou à partir d'une poudre sèche (céramiques polycristallines).**
(Pôle européen de la céramique, 2009 **(7)**)

La **céramique** a une **structure cristalline** avec des liaisons ioniques ou covalentes. Elle inclut à la fois des éléments restant à l'état de cristaux, et d'autres, qui vont fusionner lors de la cuisson pour former **une phase** amorphe **vitreuse** englobant la **phase cristalline**.

C'est donc ce qui la différencie du **verre** : celui-ci a une structure amorphe, non cristalline : tous ses constituants sont fusibles et vont former un matériau monophasé transparent après la cuisson.

L'ASTM (American Society for Testing Materials) définit la céramique comme:
« Un article ayant un corps vitrifié ou non, de structure cristalline ou partiellement cristalline, ou de verre, dont le corps est formé de substances essentiellement inorganiques et non métalliques, et qui est formé par une masse en fusion qui se solidifie en se refroidissant, ou qui est formé et porté à maturité, en même temps ou ultérieurement, par l'action de la chaleur ».
Il est précisé ensuite que, de caractère neutre et amorphe, les céramiques sont sans danger pour l'Homme et l'environnement. Excellents isolants électriques, de conductivité thermique faible, de grande résistance mécanique, de faible densité, de forte dureté, et de résistance élevée à l'usure.
Cependant, des petites imperfections dans la céramique peuvent rendre ces matériaux fragiles. Les céramiques gardent leur solidité même à des températures très élevées, résistent aux chocs thermiques et ont une forte résistance au vieillissement et aux agressions chimique et climatique. Elles sont opaques (céramiques cristallines) ou translucides (verres amorphes).

1.4. Rappel de minéralogie

• ***Roches*** : Une roche est un agrégat de *minéraux* ultramicroscopiques. Les noms des minéraux correspondent à une composition chimique donnée et à une structure cristalline spécifique. Ainsi la silice (substance chimique) peut se présenter sous 8 formes cristallines différentes (quartz, calcédoine, coesite, etc.) et sous une forme amorphe (l'opale correspondant à de la silice hydratée).

Exemple de minéraux : la silice (quartz), les alumino-silicates (feldspaths et feldspathoïdes),lesoxydes…

La texture de la roche, c'est-à-dire l'assemblage d'ordre microscopique des minéraux dépend de la vitesse de cristallisation : un refroidissement brusque donne une *texture vitreuse ou microlithique* (verre et petits cristaux), alors qu'un refroidissement lent entraîne la formation de cristaux voire phénocristaux, on parle alors de roche grenue, il n'y a pas de verre. Parfois la roche est restée à l'état de verre non cristallisé.

• ***Silice*** : Dioxyde de silicium = SiO2
La silice entre majoritairement et essentiellement dans les compositions des pâtes et des glaçures céramiques traditionnelles.
Combinée aux oxydes basiques elle forme le groupe des silicates.

La silice existe sous plusieurs formes cristallines dont :
-Le quartz, espèce la plus répandue dans la nature.
-La tridymite (point de fusion 1670°C)
-La cristobalite (point de fusion 1713°C)
Et sous une forme amorphe : Le verre de silice ou silice vitreuse

Chacune des **formes cristallisées** possède plusieurs variétés. La transition d'une espèce à une autre entraîne des variations dimensionnelles dont certaines sont importantes à l'échelle des matériaux céramiques. Cela se traduit souvent par une fragilité au choc thermique, un tressaillage (fissuration par étirement) ou à l'inverse un écaillage (dû à une compression), et à d'autres phénomènes dus aux tensions de dilatation.

La stabilité des espèces dépendra du domaine de température où elles sont impliquées, de la finesse des grains, de l'atmosphère de cuisson et de la présence d'autres oxydes ayant un rôle de catalyseur (principalement les alcalins : K_2O, Na_2O, Li_2O et aussi les alcalino-terreux avec CaO) appelés « minéralisateurs ».

• ***Silicate*** : Sel dérivant de la silice = SiO4.
Les silicates constituent la principale famille de minéraux (quartz, feldspaths, micas, grenats…) en représentant 97% de la croûte terrestre.

• ***Quartz*** : Silice sous forme cristalline

• ***Argile*** : Roche sédimentaire composée de silicates (d'aluminium surtout) hydratées. Il se présente sous forme feuilletée (bonne plasticité), ou parfois fibreuse (qualité absorbante).
C'est l'interstice entre les feuillets pouvant contenir de l'eau et des ions, qui entraîne des variations dimensionnelles de dilatation ou de contraction.
Les minéraux (silicates) les plus communs dans les argiles sont :
* la kaolinite $Si_2O_5Al_2(OH)_4$ présente dans le kaolin. Blanchâtre, pâteuse et grasse.
* la montmorillonite (ex. la Terre de Sommière utilisée comme détachant).

•***Kaolin*** : Argile blanche, friable et réfractaire (point de fusion à 1800°C).
Découverte à l'origine en Chine dans les carrières de Goaling (Collines Hautes), les kaolins sont à la base de la fabrication de la porcelaine.
La fabrication de porcelaine en France n'est introduite qu'au 18ème siècle par le père jésuite d'Entrecolles après en avoir observé les secrets d'élaboration à Jingdezhen en Chine.
Autres utilisations du kaolin :
* activateur pour tester la coagulabilité du plasma dans certains tests de TCA.
* traitement des troubles digestifs (pansement gastrique, régulation du transit) de part ses propriétés d'absorption et d'adsorption.

• ***Verre*** : Substance minérale amorphe (c'est-à-dire sans structure cristallographique définie), non cristalline, transparente et isotrope, obtenue par la fusion d'oxydes (ex. sable siliceux) avec des fondants (ex. oxydes alcalins) et des stabilisants (ex. oxydes alcalino-terreux).
Les verres sont des liquides surfondus ; au cours du refroidissement, la cristallisation ne s'est pas produite : la viscosité empêche le mouvement des molécules qui sont disposées au hasard.
La cristallisation peut se produire dans le verre sous certaines températures, et en particulier s'il entre en contact avec du verre froid. On obtient alors un verre opaque très fragile appelé « Porcelaine de Réaumur ». Pour éviter ces phénomènes, on ajoute donc des produits qui accentuent le désordre du réseau moléculaire de la silice.
L'absence de phase cristalline dans le verre fait de lui un matériau dit « à rupture fragile », tout comme les céramiques.

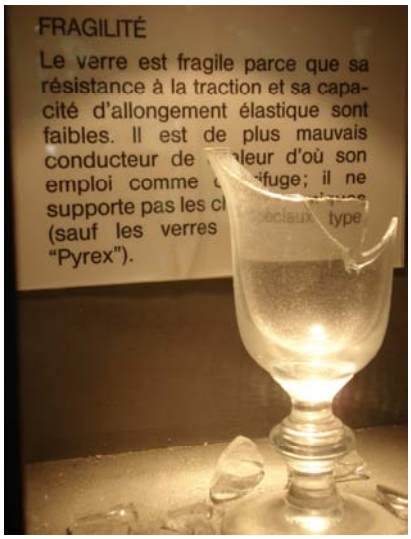


Figure 9. D'après La verrerie de Passavant la Rochère (70).**(8)**

Tout en ayant les propriétés mécaniques des solides, les verres sont donc **isotropes,** c'est-à-dire que la lumière s'y propage de la même manière dans toutes les directions.
(Quid 2000,Chimie **(9)**)
Par extension, l'**anisotropie** est la propriété d'être dépendant de la direction. Les matériaux cristallins non cubiques (**comme la zircone**) présentent une dilatation thermique anisotrope, c'est à dire qu'on n'observe pas le même coefficient de dilatation thermique dans toutes les directions.

Selon la composition du verre, un **coefficient de dilatation thermique** (**CDT**) y est associé, comme pour de nombreux autres matériaux, ce qui permet de les comparer. Ce coefficient représente l'accroissement relatif de longueur par degré.
Un fort CDT correspondra à une dilatation importante de la matière lors d'une augmentation de température et à une forte contraction lors du refroidissement.

Plus le pourcentage de silice est élevé, plus le CDT est faible, plus le verre est résistant (à la chaleur et aux chocs thermiques)

• ***Pâte de verre*** : Il s'agit de cristal réduit en poudre mélangée à de l'eau avec un liant pour former une matière fusible moulable à froid. Procédé connu dans l'Antiquité et remis à l'honneur par H.Cros.
Walter & Bergé chez Daum, Décorchemont et Dammouse ont créé de nombreux objets.

Figure 10. Lampe "Art Nouveau" Emile Gallé, Céramiste verrier 1846-1904

Figure 11. Sculpture création de Chen Changwei pour Daum.**(10)**

• ***Cristal*** : 1/ D'un point de vue **structural**, il s'agit d'un corps solide pouvant affecter une forme géométrique bien définie et caractérisée par une répartition régulière et périodique des atomes. Il existe sept systèmes cristallins :
(LAROUSSE dictionnaire, édition 2003**(6)**)

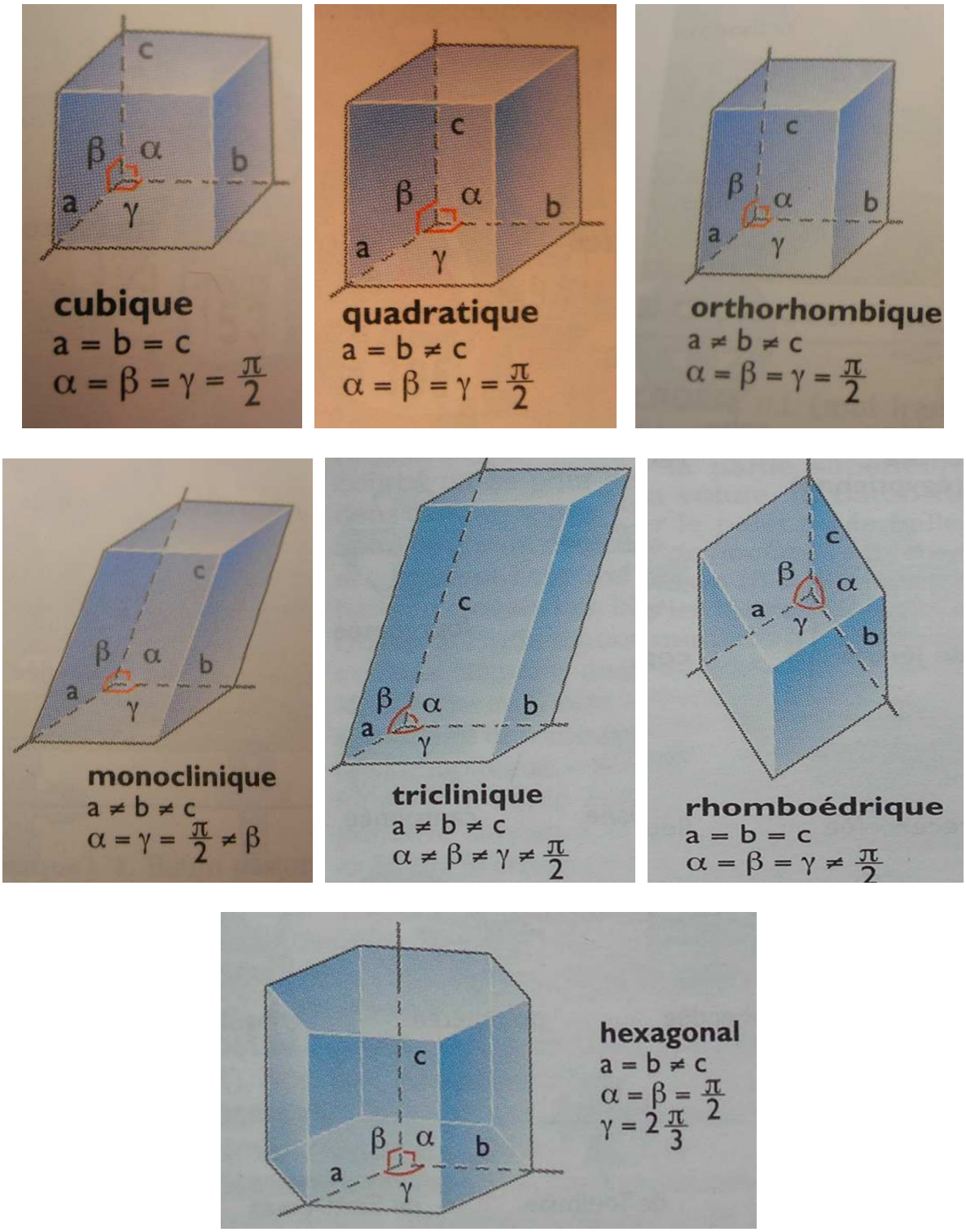


Figure 12. Les sept systèmes cristallins.**(6)**

2/ Dans le domaine **minéralogique**, le cristal est un verre à l'oxyde de plomb (minimum de 24% jusqu'à 40% de Pb), très limpide et sonore.

Exemple de cristaux issus des verreries d'art :

Figure 13. Le cristal de Baccarat Manufacture depuis 1764. **(11)**

Figure 14. Le cristal Swarovski (Wattens-Suisse) Entreprise crée en 1895. **(12)**

1.5. Quelques définitions de produits céramiques

* ***La faïence*** (de Faenza, ville d'Italie) : céramique à pâte argileuse tendre, poreuse, recouverte d'émail stannifère (Sn) (appelé glaçure) qui la rend imperméable.
La faïence de table est plus légère que le grès ou même la porcelaine, mais elle s'ébrèche assez facilement.
Grâce à une température de cuisson moins élevée pour la deuxième cuisson (celle de l'émail), la palette de couleur disponible est plus riche et il est fréquent de trouver des teintes mates, brillantes, satinées, etc.…

* ***Le grès*** : céramique à pâte silico-argileuse qui, cuite à haute température (1200°C-1400°C), subit une vitrification partielle qui la rend dure et imperméable aux liquides.

Figure 15. « Coup de vent » Félix Voulot. Grès 1912. **(5)**

* ***La porcelaine*** : céramique à pâte dure, translucide et non colorée, composée d'un matériau fusible (feldspath, fritte) soutenu par une ossature infusible (kaolin, marne). Cuite 2 fois. Après une première cuisson, le *dégourdi* est recouvert d'une *couverte* et recuit.

Cette céramique qui excelle dans la blancheur et la transparence est connue pour son utilisation dans la vaisselle haut de gamme.
Origine du nom : Marco Polo (1254-1324) découvrit la vaisselle chinoise blanche et la compara à la nacre des coquillages, *porcella*, qui servaient d'écuelles.
(Quid 2000. Arts divers **(4)**)

* ***L'émail*** : verre de silice + feldspath + kaolin + oxydes métalliques, qui se vitrifie sous la cuisson. Ce mélange de colorants et de matières fusibles à la cuisson dépose ainsi « une couche de verre » opaque ou translucide mais toujours brillante. On parle plutôt d'engobe lorsque la couche est mate.
L'émail est donc une barrière à l'eau et il permet de rendre imperméable les objets poreux.
(Ecole Nationale Supérieure des Céramiques Industrielles, 2009 **(13)**)

L'engobe : Revêtement mince à base d'argile (colorée ou non) appliqué sur une pièce céramique non cuite (c'est-à-dire sur un *tesson*) pour modifier sa couleur naturelle, lui donner un aspect lisse ou pour obtenir une couche de base aux propriétés physico-chimiques spécifiques réagissant avec l'émail.
L'engobe est différent de l'émail de part sa teneur en argile : il en contient beaucoup plus ; mais permet aussi d'obtenir une surface vitrifiée.
(Wikipédia, engobe 2009 **(14)**)

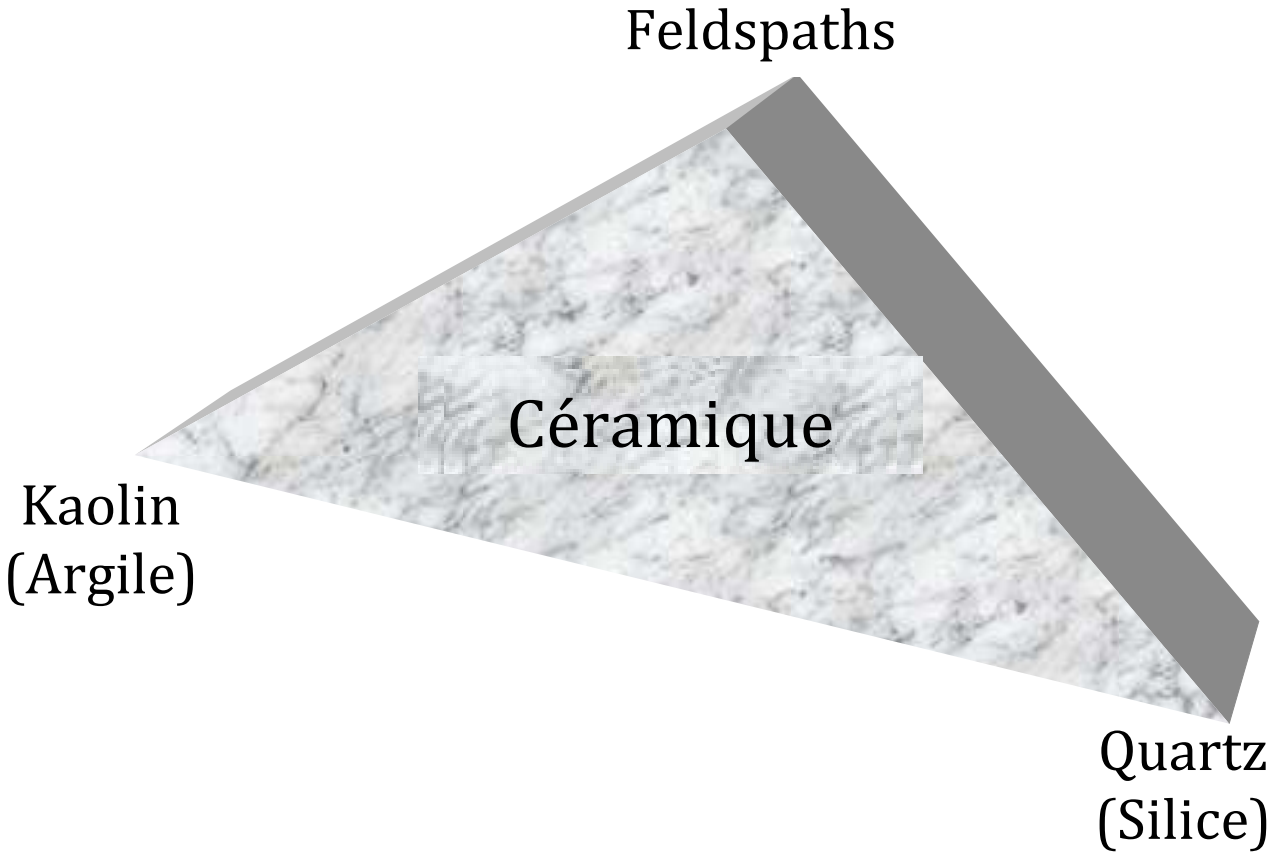
* ***Emaux de Longwy et Faïenceries de Longwy*** :
(Emaux de Longwy 2010 **(15)**)

Céramiques créées en 1798 à partir d'une barbotine de kaolin, d'argile et d'eau.
Les émaux de Longwy sont reconnaissables à leurs motifs émaillés dont les contours alvéolaires sont peints à l'or. Les craquelures de l'émail sont rendues visibles par un dépôt de Terre de Sienne.

Figure 16. Boule Flo « Hommage à Klimt » : Le Baiser, par Gilles Le Guen.
Emaux de Longwy. **(15)**

1.6. Synthèse de fabrication d'une céramique traditionnelle

1.6.1. Matières premières



<u>Définition des trois constituants d'une céramique traditionnelle</u> :

- **Les feldspaths** :

Les feldspaths constituent la **phase vitreuse dite feldspathique** enrobant la phase cristalline (quartz).
-Ils représentent environ 80% de la composition d'une céramique
-Les feldspaths « attaquent » les grains de la phase cristalline et les dissout partiellement.
-La cohésion entre les deux phases, jamais complète, entraîne une porosité (ou alvéolage) qui va influer sur les qualités optiques du produit fini.

Les rôles principaux des feldspaths sont les suivants :
-Servir de liant entre les composants de la céramique
-Contrôler la viscosité et la résistance à haute température (selon le ratio Na/K)
-Conditionner la translucidité du produit fini.

Propriétés physico-chimiques :

Le feldspath est un minéral à base de silicate.
Ils sont hautement cristallisés et ont la propriété de former des macles et de rayer le verre.
Feldspaths et feldspathoïdes sont des composés ternaires alumino-silicates alcalins et constituent les éléments de base des céramiques.
(Wikipedia, feldspaths 2009 **(16)**)

Feldspaths :

Il existe de nombreux feldspaths dont les principaux sont :
L'orthose, potassique ($K_2Al_2O_36SiO_2$),
L'albite, sodique ($Na_2Al_2O_36SiO_2$),
L'anorthite, calcique
Le mélange de ces 2 derniers donne la série des plagioclases.

On distingue : - les **Feldspaths alcalins (orthose et albite)**, souvent translucides, blanchâtres ou roses et riches en alcalins (Na+, K+). Leurs proportions respectives déterminent le rapport Na/K dont la température de fusion et la viscosité dépendent.

Un **rapport Na/K** (soit albite/orthose) diminué entraîne :
*une augmentation de la viscosité
*une augmentation de la résistance car la pression résiduelle dans le matériau est augmentée (numéro atomique K> Na)
*un abaissement de la température de fusion (ou de l'intervalle de ramollissement)

- les **Feldspaths plagioclases** avec la présence de calcium (Ca2+) et l'absence de potassium (K+).

Feldspathoïdes :

La néphéline (aluminosilicate de sodium, $2SiO_2$ Al_2O_3 NaO) et la leucite (silicate d'aluminium et de potassium, $4SiO_2$ Al_2O_3 K_2O) dérivent des feldspaths mais sont moins riches en silice : ce sont des feldspathoïdes.

Remarque sur la leucite :
-Composant essentiel de la phase cristalline constituant les opaques ;
-L'orthose se transforme en leucite en refroidissant à partir de 1150°C.
-Coefficient de dilatation thermique : 25.10^{-6} (de 0 à 300°C)
C'est donc une très forte dilatation thermique, qui place la leucite entre les alliages et la céramique haute fusion.
-Une proportion de 30 à 40% en volume de leucite permet d'équilibrer les coefficients de dilatation thermique dans les constructions céramo-métalliques.
-La proportion de leucite augmente par transformation de l'orthose : dévitrification du verre ou recristallisation. Cela entraîne une augmentation du CDT de la céramique.

En pratique cela accroît le risque de fracture par déséquilibre des CDT infrastructure métallique/opaque. En effet un CDT trop élevé va engendrer une contraction importante de la céramique sur son infrastructure et provoquer fêlures voire fractures.

De plus, la nucléation de cristaux de leucite opacifie la céramique car les rayons lumineux réfléchis sont plus nombreux.

- **Les argiles** : le kaolin

-Roche sédimentaire composée de minéraux : les silicates, dont la kaolinite, $Si_2O_5Al_2(OH)_4$ est présente dans le kaolin.
-Agent réfractaire : le kaolin est le plus réfractaire des argiles avec une température de fusion de1800°C.
-Agent de modelage, permettant la plasticité et l'opacité de la céramique.
-Il constituait environ 5% de la composition d'une céramique.
-L'argile n'est actuellement plus présent dans les néocéramiques, excepté pour la fabrication de dents du commerce ; ce qui nécessitent donc l'utilisation d'autres agents de modelage comme l'amidon, le sucre, les alginates…

- **Le quartz** :

-Silice cristallisée de structure tétraédrique.
-Rôle mécanique de renforcement
-Il constitue la charpente cristalline du produit fini.
-Température de fusion élevée : 1700°C

1.6.2. Points essentiels de la mise en œuvre d'une céramique traditionnelle

La mise en œuvre d'une céramique classique comprend 5 étapes essentielles et déterminantes sur les qualités du produit fini. Ces étapes vont être énoncées après avoir revu la fabrication des poudres de céramique, matières de base.

⁂ Fabrication des poudres de céramiques

-Les éléments minéraux constitutifs sont broyés. La poudre obtenue est mélangée à de l'eau : on obtient la pâte crue.

-1ère fritte : le mélange est fritté à 1650°C, entraînant une vitrification partielle : obtention d'une phase vitreuse.

-Refroidissement brutal afin de conserver la phase vitreuse : apparition d'un verre désorganisé.

-Réduction de la fritte en poudre fine

-Adjonction d'éléments non frittés : colorants, éléments de modelage… : cette nouvelle vitrification donne naissance à la 2ème fritte.

-La galette est refroidie lentement avec un pallier stabilisé à une température définie pour contrôler la formation de leucite : contrôle du CDT

-Arrêt du processus par trempe dans l'eau

-Résultat : céramique vitreuse : les cristaux sont liés par une phase vitreuse

-La galette vitrifiée est concassée en fine poudre

-Sélection des granulométries désirées par tamisage

La **fritte est donc une céramique vitreuse finement broyée.**
Le **frittage** assure une prévitrification du produit, il ne reste plus au céramiste qu'à faire fluer la phase vitreuse feldspathique (cuisson) pour obtenir le produit fini.
Les temps et températures de cuisson sont déterminés par la composition des frittes.

Modelage de la pâte à crue

Condensation et séchage

La condensation suit le principe de capillarité : la sédimentation et le resserrement des grains est dû à l'élimination de l'eau.

Cuisson

-La cuisson est la phase essentielle dont dépendent les propriétés mécanique, physique et chimique finales de la pièce.

-Cette transformation thermique assure la cohésion des matières constitutives et la stabilité de l'ensemble

-La cuisson permet de faire fluer la phase feldspathique vitreuse et d'assurer les liaisons chimiques avec la phase cristalline.

Refroidissement

Il doit être contrôlé, c'est-à-dire rapide mais sans produire les effets d'un choc thermique.
On observe des contraintes de compression d'abord de la périphérie vers le noyau, puis des contraintes de traction sur la couche externe pouvant entraîner des fissures.

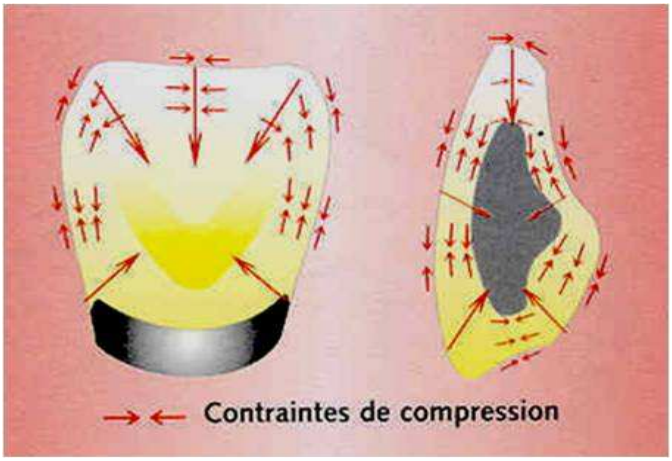


Figure 17. Illustration des contraintes de compression au sein d'une céramique dentaire montée sur infrastructure métallique. Mahiat Y. **(17)**

Un refroidissement trop brusque majore les fissurations donc le risque de rupture, et diminue ainsi les qualités mécaniques.
Un refroidissement long n'est pas souhaitable non plus car il correspond au maintien de la cuisson, en entraînant la nucléation des cristaux, augmentant l'opacité de la céramique.

- Glaçage

Certaines céramiques sont recouvertes secondairement par une phase vitreuse protégeant l'ensemble du matériau, et modifiant le rendu de surface. L'état de surface est le plus homogène possible.
C'est le cas des émaux, et en dentaire, cette couche est appelée *Glazure ou glaçure.*
D'autres céramiques, lors de cuisson finale à hautes températures vont voir leur phase vitreuse fluer sur la superficie, créant ainsi une surface lisse et glacée.
On parle d'*Autoglaçage*.

1.6.3. La nature du produit fini : constitution d'une céramique traditionnelle

-Une phase vitreuse feldspathique enrobe la phase cristalline quartzeuse.
-La cohésion dans le matériau se fait grâce à une réaction entre ces 2 phases : les grains de la phase cristalline sont partiellement dissous par la phase vitreuse ; mais il reste une porosité influant sur les qualités optiques du matériau final.
-Les argiles, notamment le kaolin, permettent le modelage du matériau, et lui confère son caractère réfractaire.

Exemple de composition de céramiques classiques (en %) :

	Argile	**Autre argile : Kaolin**	**Feldspath**	**Craie**	**Talc**	**Quartz**
Grès	80					20
Faïence	50		20	(quantité aléatoire)	(quantité aléatoire)	30
Porcelaine dure	3	42	25	5		25

-Dans les céramiques modernes, la part des constituants d'origine naturelle notamment argileux a disparu au profit d'éléments industriels, synthétiques.
Ces céramiques industrielles appelées « *céramiques techniques* » ou *néocéramiques* font appel à des matières premières qui ont subi un processus physico-chimique de transformation, de façon à atteindre un haut niveau de qualité.

1.7. Les céramiques techniques

Au XXème siècle, s'est développée la céramique industrielle, par opposition aux céramiques artisanales (poterie) ou au céramiques artistiques (céramique d'art).
Ces céramiques utilisent des **matériaux non silicates** et se divisent en 3 groupes :

►Les céramiques à base d'oxydes métalliques (d'aluminium, de zirconium…)
Nous les nommerons **Néocéramiques d'oxydes**.
►Les céramiques non oxydes (carbures, borures, nitrures, siliciures…). Certaines incluent des atomes tels que le tungstène, le magnésium, le titane, le platine…
►Les céramiques composites : ce sont des combinaisons d'oxydes et de non-oxydes.
Exemples d'application :

- Les verres minéraux (mélanges d'oxydes) font partie de la première famille. Ils sont employés comme verres optiques, isolateurs de déchets nucléaires (seul l'acide fluorhydrique dissout le verre), emballages pour l'agroalimentaire.
- Le carbure de bore : blindage des tanks et hélicoptères…
- Le nitrure de silicium : poudre abrasive, outil de coupe…
  Les carbures et nitrures présentent une grande dureté, une faible ténacité comparée à celle des métaux et alliages, reflétant leur fragilité, et une très bonne résistance à la corrosion et à l'usure.
- L'alumine (Al_2O_3) : isolateur électrique…le quart des alumines produites passent dans les réfractaires.
- L'oxyde magnétique de fer (Fe_3O_4) : transformateurs et stockage magnétique de données.

L'encyclopaedia Universalis 1998-France définie comme suit les céramiques techniques:

« Contrairement aux céramiques traditionnelles, les céramiques techniques n'impliquent qu'une faible utilisation de substances minérales naturelles. Leur fabrication fait presque systématiquement appel à des matières premières élaborées par une chimie préparative souvent complexe. Les problèmes de maîtrise de la nature des impuretés et de leur faible taux ainsi que les exigences en matière de constance des caractéristiques sont fondamentaux. A titre d'exemple, certains producteurs de poudre d'alumine garantissent une pureté supérieure à 99,99 %. Ces matières premières sont très nombreuses ; les oxydes métalliques prédominent, en particulier ceux de l'aluminium, du silicium, du baryum, du magnésium, du thorium, du béryllium, du titane, de l'uranium et du zirconium. Ils laissent cependant une place importante au carbone, au bore et à l'azote. Les oxydes de lanthanides interviennent assez souvent en additifs ».

Dans le domaine de la prothèse dentaire, trois types de néocéramiques d'oxydes sont utilisées :

*La silice vitreuse :

Il s'agit d'un type de verre particulier. Il résulte de la fusion de plusieurs espèces de silice cristalline dont une majorité de quartz avec une température de fusion de 1460°C.

-Coefficient de dilatation thermique quasi nul (5.4×10^{-7}) donc très bonne résistance aux contraintes thermiques et excellent isolant électrique.
-Faible sensibilité aux oxydes métalliques qui assure une résistance durable à la corrosion par les alliages dentaires.
(Céramiques et réfractaires, 2009 **(18)**)

Utilisation :

-Fabrication des creusets (dentaires) de fusion devant résister aux chocs thermiques. Le nombre d'utilisation est limité (de 30 à 100 coulées) du fait de la dévitrification due à la présence d'agents minéralisateurs qui aboutit à la formation de tridymite ou de cristobalite. Le produit ainsi transformé devient aisément destructible par choc thermique.
-Eléments constitutifs des opaques de céramiques.

(FINAL, 2009 **(19)**)

*L'alumine (oxyde d'aluminium, Al_2O_3):

C'est un composé chimique que l'on trouve à l'état naturel dans la bauxite. Elle s'y présente hydratée et mélangée à de l'oxyde de fer. Le Procédé Bayer permet d'extraire chimiquement l'alumine de la bauxite
L'oxyde d'aluminium existe sous deux formes cristallines :

α-Al2O3 : corindon (certaines variétés sont des pierres précieuses : rouge, le rubis ou bleue le saphir, d'autres variétés granulées abrasives constituent la toile émeri).
γ-Al2O3 : constitue, avec l'oxyde de magnésium, le spinelle.

L'alumine est un composé dur (le deuxième après le diamant) donc **mécaniquement très résistant**, inerte, utilisé comme **réfractaire** (résistant aux fortes températures), abrasif (sous forme de corindon), catalyseur, en chromatographie, pour la synthèse d'aluminium et bien sur comme céramique.

*Le zircon (silicate de zirconium, $ZrSiO_4$) :

Dans ce paragraphe, nous écrirons simplement que le zircon est employé comme opacifiant des verres, support de pigments, et produit réfractaire pour la verrerie. C'est la matière première servant à la production industrielle de zircone ZrO_2, une néocéramique d'oxydes de zirconium.

Retenons dès à présent deux caractéristiques principales du zircon:
-Bonne résistance mécanique
-Bonne résistance chimique

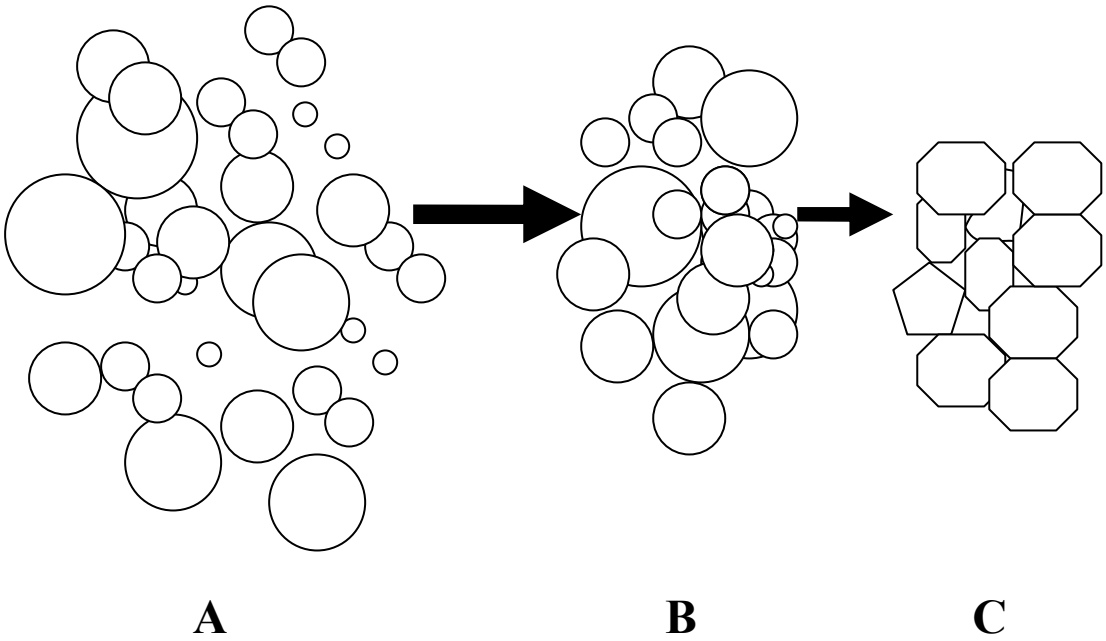
► Ces trois éléments se retrouvent dans les opaques de céramique en odontologie.

Définition actuelle des céramiques techniques: (KINGERY *et al*, 1986 **(20)**)

Matériaux constitués de matières minérales naturelles, ou obtenues chimiquement, non métalliques et non organiques, mis en forme à haute température à partir d'une poudre dont la consolidation se fait par frittage, cristallisation, ou prise d'un liant hydraulique.

Rq 1. : **Le frittage :**

C'est une opération effectuée dans l'industrie des poudres qui se fait par chauffage, en maintenant les constituants à l'état solide (soit à environ 80% de la température de fusion du corps le plus fusible), et consistant à agglomérer tous les éléments afin de leur donner une rigidité suffisante et une cohésion maximale.



A : Matière première

B : Milieu granulaire, non cohésif, constitué de particules agglomérées. Pas de propriétés mécaniques notables (celles d'une poudre).

C : Milieu granulaire cohésif, (les grains sont fortement liés les uns aux autres. Propriétés mécaniques élevées d'un solide.

Figure 18. Schématisation du frittage

Rq 2. : Exemple de matériaux à prise hydraulique : Le plâtre, les ciments « phosphate de zinc ».

2 Les céramiques dentaires

2.1. Définition des céramiques dentaires : céramique cosmétique et céramique d'infrastructure

La classification des céramiques est relativement complexe car un nombre important de paramètres entrent en jeu.

La littérature présente un foisonnement de taxinomies, dont la plus ancienne rencontrée est celle des différentes températures de fusion des céramiques.

Face à cette multitude d'indexations, notre choix s'est fait au travers d'un regard clinique, essayant, dans la limite du possible, de recouper l'évolution historique, les domaines d'indication, la microstructure et la nature chimique des différents matériaux.

Nous classerons donc arbitrairement les céramiques en trois grandes catégories en fonction de leur **microstructure**, et par conséquent de leurs fonctions. La nature chimique nous permettra, au sein de chaque grande catégorie, de présenter les différents types de céramiques.

Nous décrirons ainsi, successivement:

*** Les céramiques biphasées exclusivement cosmétiques,**
*** Les céramiques biphasées d'infrastructure,**
*** Les céramiques essentiellement cristallines.**

Faisons tout d'abord la distinction entre les céramiques dentaires cosmétiques et les céramiques dentaires d'infrastructure.

Figure 19. Les deux types de céramiques dentaires : cosmétique ou d'infrastructure

► Une **céramique biphasée (cosmétique)** est un matériau composé d'oxydes, dont la mise en forme et la consolidation font appel à un traitement thermique à haute température et dont la microstructure est biphasée : la phase vitreuse enrobe la phase cristalline.

► Certains matériaux **céramiques** utilisés pour l'élaboration **d'infrastructures** ne contiennent qu'une phase cristalline, par opposition aux céramiques vitreuses biphasées.

► Mais là aussi, certaines céramiques biphasées sont suffisamment enrichies en cristaux pour permettre la réalisation de petites infrastructures ou d'éléments « monobloc » tout céramique.

Les **qualités esthétiques** dépendent à la fois de la phase vitreuse (diffusion de la lumière) et de la nature des charges cristallines (couleur et réflexion de la lumière).

Les **propriétés** mécanique, optique et thermique des céramiques sont en relation directe avec leur microstructure, notamment:

-leur **aptitude au collage**, qui est d'autant meilleure que la phase vitreuse est importante. En présence d'une céramique purement cristalline, on parle de scellement de la céramique.

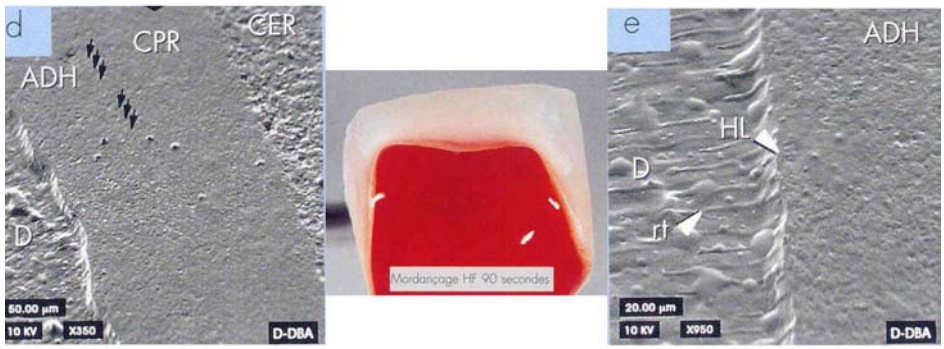


Figure 20. L'aptitude au collage des céramiques biphasées. **(21)**

-leur **état optique** avec une translucidité accrue par la phase vitreuse. Un pourcentage élevé de cristaux opacifie la céramique.
Les céramiques qui offrent les meilleures propriétés mécaniques sont les moins aptes à diffuser la lumière.

-leur résistance mécanique dépend de la charge cristalline.

(KELLY *et al*, 1996 **(22)**)

Nous classerons donc les différentes céramiques dentaires selon leur microstructure comme suit :

1* Les céramiques biphasées exclusivement cosmétiques

-Toutes les céramiques feldspathiques traditionnelles
-Les céramiques feldspathiques renforcées :
- à haute teneur en fluoroapatite (IPSdSign®)
- à haute teneur en leucite (Optec HSP®)

Il s'agit de céramiques à matrice vitreuse et charges cristallines dispersées que l'on utilise par stratification.

2* Les céramiques biphasées d'infrastructure ou de recouvrement

-La céramique alumineuse de Mac Lean : la couronne « Jacket » renforcée céramo-céramique
-Les vitrocéramiques (Dicor®, Cerapearl®)
-Les céramiques feldspathiques renforcées à haute teneur en leucite (Empress I®, Optec OPC®)
-Les céramiques feldspathiques renforcées au disilicate de lithium (Empress II®, IPS e.max press®, IPS e.max® CAD)

Ces céramiques feldspathiques renforcées sont généralement employées dans les techniques de pressée ou de coulée mais elles peuvent être également proposées sous forme de blocs à usiner, comme par exemple l'IPS e.max® CAD.

3* Les céramiques essentiellement cristallines

-Les débuts de la céramique alumineuse :
-le procédé Cerestore®
-le procédé Hi-Céram®
-La céramique à matrice cristalline avec une phase vitreuse dispersée :
Wolceram® et In Ceram®
-L'alumine de haute densité frittée sous pression injectée : système Procera AllCeram®
-La zircone Y-TZP

CÉRAMIQUES VITREUSES BIPHASÉES (VITROCÉRAMIQUES)									CÉRAMIQUES ESSENTIELLEMENT CRISTALLINES C→CERAMIQUES D'INFRASTRUCTURES			
A→CÉRAMIQUES EXCLUSIVEMENT COSMÉTIQUES			B→Céramiques d'infrastructure ou de recouvrement									
Feldspathiques conventionnelles	**Feldspathiques Renforcées**		**Feldspathiques Renforcées**						**Céramiques alumineuses**		**Zircones**	
Stratifiées	Stratifiées		Pressées/Coulées			Usinage CFAO			Matrice cristalline infiltrée de verre : barbotine	Matrice densifiée par frittage et usinées par CFAO	Usinage CFAO	
Phase vitreuse silicique + phase cristalline dispersée de quartz	Enrichies en fluoroapatite	Enrichies en leucite	Enrichies en leucite	Enrichie en disilicate de lithium	Enrichies en fluoro-apatite	Enrichies en leucite	Enrichies en disilicate de lithium				Zircone Y-TZP préfrittée	Zircone Y-TZP frittée HIP
-Creation® (Klema) -Vintage® ZR (Shofu Inc.) -Vita Omega® (Vita Zahnfabrik) -GC® Initial ZR (GC Corp.)	-IPSdSign® -IPS e.max Ceram® (Ivoclar-vivadent)	-Optec HSP® (Jeneric Penetron) Non compatible avec le métal	-Empress I® (Ivoclar) -Optec OPC® (Jeneric Penetron) Vitapress Omega 900® (Vita)	-IPS Empress II® (Ivoclar) -IPS e.max Press® (Ivoclar)	Cosmétique -IPS e.max ZirPress® (Ivoclar)	-IPS Empress CAD ® (Ivoclar) - IPS e.max CAD® (Ivoclar) Exemples de systèmes d'exploitation : -Cerec inLab® (Sirona) - Everest® (Kavo)			Wolceram® In Ceram® Spinelle ® Alumina ® Zirconia ® Systèmes d'exploitation : -Cerec inLab®(Sirona®) -DigiDent® -Wolceram® (pour In Ceram Zirconia® ou Alumina®)	-Procera® AllCeram (Nobel Biocare®)	-Procera® AllZircon (Nobel BioCare) -Lava® (LavaFrame) -Cercon® -Diadem (Diazir® usinée non frittée) -Cerec inLab® (In Ceram® YZ et IPS e.max ® ZirCAD) -Cynoprod® (Cynovad) -DigiDENT® -Etkon®(Straumann) -Everest®(Kavo) -Mill200-300® (DC Shrink®) -3Shape™ (HenrySchein)	-Mill200-300®(DC Zircon®) -Digident ® -DCS Precident® : Arrêté -Everest® (Kavo) -Cerec inLab® -Etkon® -Pro50™ (Cynovad)

Tableau I. Classification des céramiques dentaires selon leur microstructure.

2.2. Classification des céramiques dentaires

2.2.1. Céramiques vitreuses biphasées exclusivement cosmétiques

2.2.1.1. Nature chimique des céramiques feldspathiques traditionnelles

Constituées essentiellement de quartz, de feldspath, de feldspathoïdes, et de néocéramiques, elles permettent la réalisation de facettes, d'inlays, onlays, et le recouvrement d'infrastructures métallique ou céramique avec un CDT adapté.

Dans les laboratoires de prothèses, elles sont utilisées selon la technique de stratification (ce sont des céramiques conventionnelles frittées), et grâce à leur luminosité et à une large palette de coloris, on les considère comme les plus esthétiques. Elles sont mécaniquement les moins performantes avec environ 80MPa de résistance en flexion.

Quelques noms commerciaux :

-Création®& Willi Geller (Klema-Autriche) **(23)**
-Vintage® ZR, et Ceramage® (Shofu, Inc.-Japon), (SHOFU™ **(24)**)
-GC® Initial Zr (GC Corporation-Japon),
-VITA Omega® 900 (Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Allemagne).

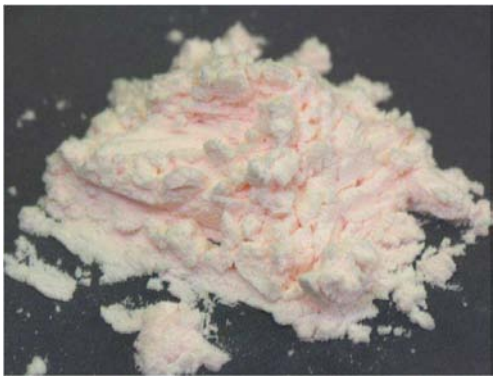


Figure 21. Différentes poudres de céramique pour le maquillage des armatures : opaque, dentine, incisale, transparent...Creation® & Willi Geller (Klema®). **(23)**

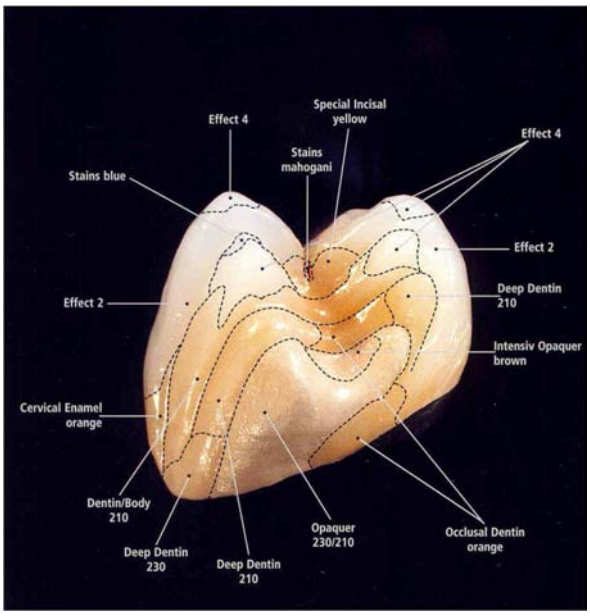


Figure 22. Montage de différentes masses de céramique cosmétique. **(25)**

Rappel des propriétés de ses principaux constituants :

***Feldspaths** : Orthose et albite déterminent le rapport Na/K, soit la température de fusion et la viscosité du matériau.
***Feldspathoïdes** : Néphéline et leucite sont moins riches en silice que les feldspaths. La leucite joue un rôle fondamental dans l'équilibre des CDT entre la céramique et le métal, ainsi que dans les qualités optiques de la céramique en constituant la phase cristalline.
Feldspaths et felspathoïdes ont un rôle de dévitrification : opposé à celui de la silice.
***Quartz (silice)** : Représente au moins 50% de la composition de la céramique. Correspond à la charge cristalline. Grande résistance chimique et viscosité très élevée même à haute température : il empêche la dévitrification.
***Néo-céramiques** : Présentes dans la phase cristallines des opaques, elles renforcent les qualités mécaniques et chimiques, et opacifient le matériau. Elles ont aussi la fonction de colorant.

-Agents fondants : ex. l'anhydride borique (B_2O_3) qui est aussi vitrifiant.

-Agents fluorescents : oxydes de cérium Ce^{3+}, de praséodyme Pr^{3+}, de dysprosium Dy^{3+}, de samarium Sm^{3+}. Leur radioactivité est quasi nulle.

-Colorants : ex. dioxyde de titane TiO_2 : Jaune
oxyde ferrique et oxyde de nickel : Brun
argent : Orange
oxyde de chrome, uranium : Vert
chlorure d'or, sels solubles d'or et d'étain, aluminate de chrome : Rose
aluminate de cobalt : Bleu
phosphate de fer ou oxyde de nickel : Gris

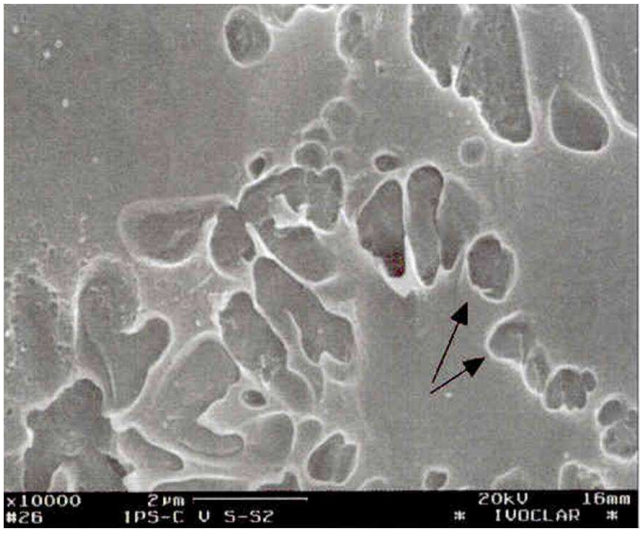


Figure 23. Céramique feldspathique traditionnelle au MEB. **(26)**

Dans le but d'améliorer les qualités mécaniques de ces céramiques de recouvrement, la céramique feldspathique a été enrichie par différents composants : on parle alors de céramiques feldspathiques renforcées.
Ces céramiques peuvent être collées grâce à leur phase vitreuse.

2.2.1.2. Nature chimique des céramiques feldspathiques renforcées

Ces céramiques cosmétiques sont également utilisées pour les techniques de stratification

► Enrichies en fluoro-apatite:

La fluoro-apatite, composé synthétique, est additionné aux autres éléments d'origine naturelle constituant les céramiques feldspathiques traditionnelles. Il s'agit également de vitrocéramiques au sens structural du terme.
Nous citerons en exemple :

* **l'IPS dSign®** (Ivoclar-Vivadent).

<u>Principe</u> :

Cette vitro-céramique contient également des ions fluorés lui conférant une grande résistance chimique, en plus de ses propriétés optiques exceptionnelles.

<u>Indications</u> : céramique cosmétique pour les reconstitutions céramo-métalliques

Figure 24. Vitrocéramique IPS dSign®-Ivoclar® au MEB après mordançage. **(27)**

*** l'IPS e.max Ceram®** (Ivoclar-Vivadent)

Principe :

Vitrocéramique à base de nano-fluoro-apatite, qui permet de recouvrir et personnaliser les infrastructures en céramique conçues aussi bien selon la technique de pressée que par usinage. Constituée de cristaux de nano-fluoro-apatite de 100 à 300nm, et de microcristaux de fluoro-apatite de 1 à 2µm, cette céramique présente des qualités optiques proches de celle de l'émail naturel.
Chez Ivoclar-Vivadent©, l'argument commercial est la polyvalence de l'**IPS e.max Ceram®** : cosmétique pour toute la gamme IPS e.max® et l'ensemble des armatures en zircone ou en vitrocéramique grâce à son coefficient de dilatation thermique ($9{,}5.10^{-6}.C^{-1}$).
Mais c'est aussi le cas de toutes les céramiques dont le CDT est adapté à la zircone. (i.e. entre 10,5 et $11.10^{-6}.C^{-1}$).

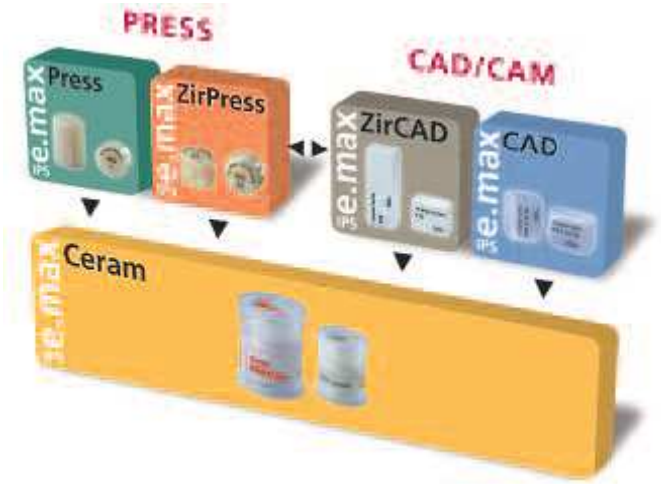


Figure 24. La gamme de céramiques IPS emax Ceram®-Ivoclar®. **(27)**

Indications :

-Caractérisation et recouvrement pour les restaurations IPS e. max Press®, IPS e.max ZirPress®, IPS e.max CAD, IPS e.max ZirCAD.
-Caractérisation et recouvrement d'armatures, de piliers implantaires et de suprastructure implantaire réalisées avec de l'oxyde de zirconium préfritté, fritté, ou HIP.

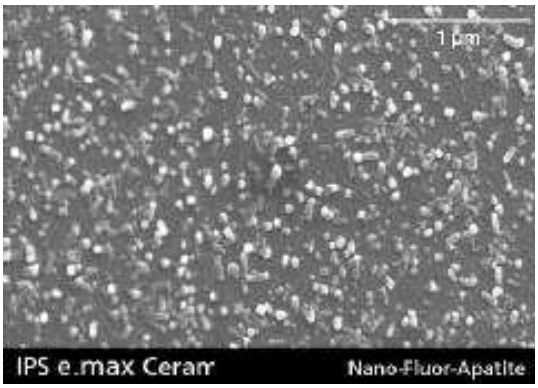


Figure 25. Vitrocéramique IPS e.max Ceram®-Ivoclar®. **(27)**

► **Enrichies en leucite :**

Il s'agit du procédé de Wohlwend, 1983.
La leucite renforce mécaniquement la céramique et augmente aussi le CDT, ce qui la rend incompatible avec le métal du fait d'une importante contraction durant le refroidissement. Lors des phases de contraction, on assiste à la formation de fissures au sein de la leucite et dans la matrice vitreuse qui compromettent le renforcement mécanique.
Ces céramiques sont donc réservées aux restaurations entièrement céramiques.
Ces sont des céramiques qui demeurent esthétiques mais fragiles.

Optec HSP® de Jeneric Pentron™ (1986) est la marque principale.

(FERRARI *et al*. Céramiques dentaires, 1995 **(28)**)
(FERRARI *et al*. Classification des céramiques dentaires, 1995 **(29)**)

2.2.2. Céramiques vitreuses biphasées d'infrastructure

Après l'utilisation de la céramique comme simple cosmétique, des innovations technologiques vont permettre de s'en servir également comme système d'infrastructure, pour des éléments unitaires.
Ces céramiques ont toujours une structure de vitrocéramique, mais leurs qualités mécaniques sont améliorées.
Leur utilisation est réservée aux techniques de coulées ou de pressées.

Historiquement, c'est l'alumine qui est utilisée comme moyen de renfort des céramiques feldspathiques.

En 1964, **Mac Lean et Hugues (30)** lancent la **couronne « Jacket »** en utilisant une céramique d'infrastructure riche en alumine (40% en poids), sur laquelle est cuite une céramique cosmétique dont le coefficient de dilatation thermique est compatible. L'infrastructure est réalisée sur une feuille de platine.
Comme nous l'avons décrit précédemment, la forme cristalline utilisée est l'oxyde d'aluminium α (α-Al_2O_3 ou corindon) obtenu par extraction chimique à partir de la bauxite :

Hydrate naturel d'alumine (bauxite)→alumineγ→alumineβ→alumineα

Le renforcement des qualités mécaniques de ce noyau est significatif : la résistance est doublée par rapport à une céramique feldspathique traditionnelle (140 MPa vs 77 MPa).
Cette évolution marque l'apparition des « céramo-céramiques » à deux composants.

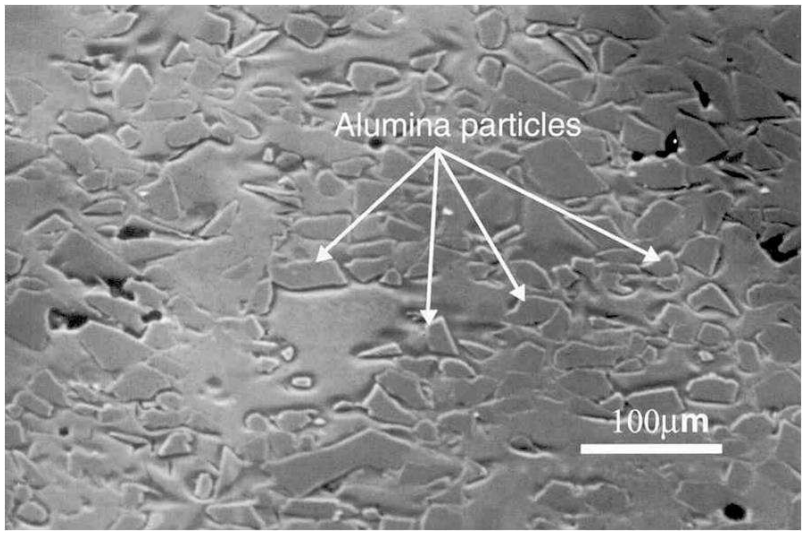


Figure 26. Céramique de Mac Lean à 40% d'alumine. **(28)**

Les infrastructures en céramiques, dont les prémices sont représentés par la couronne « Jacket » de Mac Lean, évoluent ensuite vers des systèmes ayant recours aux techniques de coulée et de pressée que nous allons décrire à présent :

***Vitrocéramisation : Céramiques coulées à la cire perdue**

Dans ce paragraphe, on parlera de Vitrocéramiques au sens chimique du terme (mode d'élaboration) et pas seulement d'un point de vue structural.
L'augmentation de la résistance des céramiques cosmétiques (ou de recouvrement) a permis de les utiliser dans les procédés de la cire perdue et de la vitrocéramisation.

Ces céramiques de recouvrement sont synthétisées à partir d'un mélange d'oxydes céramiques (SiO_2, Na_2O, B_2O_3, CaO…) pouvant pour certains cristallisés par traitement thermique en présence de catalyseurs de germination (phosphate, zircone, fluorure de calcium, etc…).

Pour l'élaboration, une maquette de l'élément à réaliser est d'abord montée en cire, mise en revêtement, puis coulée en verre par centrifugation (principe de la cire perdue).

La pièce coulée, à l'état vitreux, nécessite ensuite un traitement thermique de semi-cristallisation, soit de dévitrification partielle du verre. Le matériau devenu vitrocéramique, qui peut alors être coloré en surface, acquiert ainsi ses propriétés mécaniques.

C'est ainsi qu'en 1984 les procédés **Dicor®** (Grossman et Adair) (vitrocéramique à base de mica-tétrafluorosilicate) et **Cera Pearl®** en 1985 (Hobo et Iwata) (vitrocéramique à base d'apatite) sont mis sur le marché.
Le système Dicor® n'est plus utilisé de nos jours mais il a permis d'ouvrir la voie vers des procédés actuels qui lui sont proches.
Dicor® était constitué par une phase cristalline principale à 55% de fluormica-silicique. Au sein de la matrice de verre, l'enchevêtrement des cristaux structure un « nid d'abeilles » conférant la résistance au matériau. L'orientation aléatoire de ces cristaux constitués de feuillets hexagonaux superposés fait qu'ils ont tendance à se cliver au contact d'un front de fissure s'opposant à la propagation des fêlures.
Le matériau obtenu était des plus translucides mais ses propriétés mécaniques (90-120MPa de résistance) ont limité son utilisation à des éléments unitaires ensuite colorés en surface.
La technique de vitrocéramisation ne donnait pas non plus le résultat esthétique que l'on obtenait par stratification des masses. Ce sont vers ces dernières que l'on se tourne aujourd'hui.

Willi Geller, en 1987, se sert du verre coulé Dicor® comme noyau de renfort, recouvert d'une céramique cosmétique pour élaborer une couronne en « Willi's Glass ».
(PERELMUTER *et al,* 2005 **(31)**)

Les « Vitrocéramiques » d'un point de vue chimique du terme (et non microstructural), sont donc des matériaux mis en forme à l'état de verre qui subissent un traitement thermique de cristallisation volontaire contrôlée et partiel (=dévitrification) de la structure vitreuse.
Le nombre, la croissance et la taille des cristaux est contrôlé en temps et en température lors du traitement de céramisation. Il y a deux phases définies par deux paliers de températures :
-1er pallier : nucléation cristalline (=formation quantitative de cristaux)
-2ème pallier (température supérieure) : croissance des cristaux (=augmentation volumique)
Les vitrocéramiques peuvent être collées.

***Technique des céramiques pressées : Cire perdue et injection**

Qualifiées de « pressées », elles sont en réalité injectées dans un moule réfractaire obtenu par le moulage de la pièce prothétique en cire. Celle-ci est également munie de tiges ce coulée. Des plots de vitrocéramique utilisés à l'état liquide sont injectés sous vide à chaud et sous une pression hydrostatique de 4 bars.
Deux types de matériaux sont utilisés : la céramique pour lingotin de pressée et la céramique cosmétique de recouvrement.

Les systèmes de céramiques pressées utilisent soit un protocole de maquillage ou coloration de surface, soit une technique de stratification.

Dans le premier cas, la céramique pressée est colorée après la construction de l'élément prothétique par apport successif de minces couches de céramique jusqu'à l'obtention de la couleur souhaitée. Une telle couronne est dite « **tout-céramique** ».
Ex. Empress® maquillage

Concernant la méthode de stratification, une chape de céramique pressée (représentant 75% du volume prothétique) est d'abord réalisée puis recouverte de céramique cosmétique. La proportion des deux types de céramique doit permettre d'obtenir l'esthétique attendue tout en gardant les qualités mécaniques de la structure. On obtient ainsi un système à deux composants nommé « **céramo-céramique** ».
Ex. Empress® stratification

Décrivons maintenant les 2 principaux types de céramiques biphasées d'infrastructure utilisées par pression-injection:

►A haute teneur en leucite :

Au début des années 1990, Wolhwend et Shärer proposent avec Ivoclar™ l'Empress® ou **Empress I®,** en reprenant le brevet de Seefelder (1936).

Principe :

Il s'agit d'une céramique feldspathique renforcée en leucite, sans infrastructure. Le principe d'injection-pression à haute température permet de travailler luminosité, opalescence et translucidité.

Microstructure :

La structure finale de l'Empress® présente 40 à 50% en volume d'un cristal tétragonal de leucite ($4SiO_2$ Al_2O_3 K_2O). Les cristaux sont répartis au sein d'une matrice de verre.

Caractéristiques :

La résistance à la flexion est augmentée par la pression à chaud (120MPa), ce résultat est dû à la répartition des fins cristaux de leucite et aux forces compressives issues du refroidissement entre les cristaux et la matrice.
Le mode d'assemblage se fait par collage.
Les restaurations sont légèrement moins translucides que celles de Dicor®.

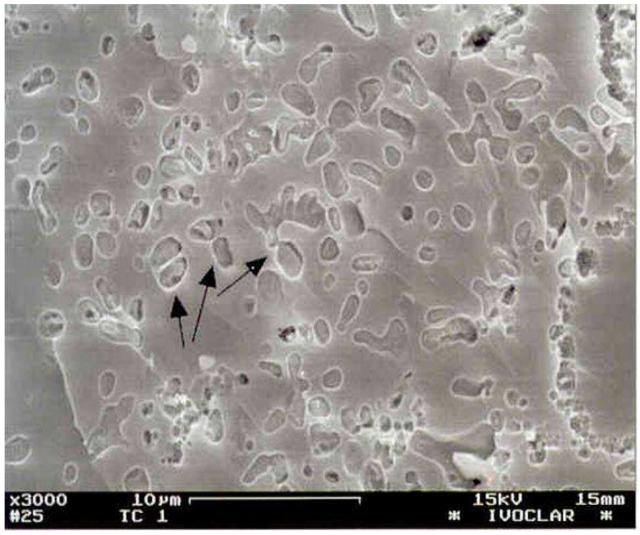


Figure 27. Empress® de première génération renforcée par des cristaux de leucite, responsables de la solidité. La matrice vitreuse réfléchit et difracte la lumière, ce qui donne à la facette vitalité et translucidité. **(26)**

Domaine d'indications :

Eléments unitaires : facettes, inlays-onlays, couronnes.

Sur ce même principe on peut citer la céramique **Optec OPC®** de Jeneric Pentron™, **Finess®** de Ceramco™ et **Vitapress Omega 900®** de Vita™.
Tous ces procédés ont les propriétés mécaniques de l'OPC® (150-160MPa) dues à leur finesse de grains et une concentration optimale de 55% en volume.

►Enrichies en disilicate de lithium :

*Après le succès de l'Empress I®, Ivoclar™ et Jeneric Pentron™ mettent au point le système de **l'Empress II®**.
(Sorensen, 1999 **(32)**)

Principe de l'IPS Empress II® :

*Le matériau pour armature-une vitrocéramique IPS Empress II est à base de phospho-disilicate de lithium (60%).
Comparée à la vitrocéramique à base de leucite, la résistance à la flexion (350 MPa) et à la fracture est nettement plus élevée.
*Le matériau de stratification-la vitrocéramique IPS Empress II à base de cristaux de nano-fluoro-apatite.
Domaine d'indications :

Inlays-onlays-facettes
Couronnes pour antérieures et postérieures
Bridge à 3 éléments avec un élément intermédiaire et au maximum jusqu'à la 2ème prémolaire en tant que dernier pilier.

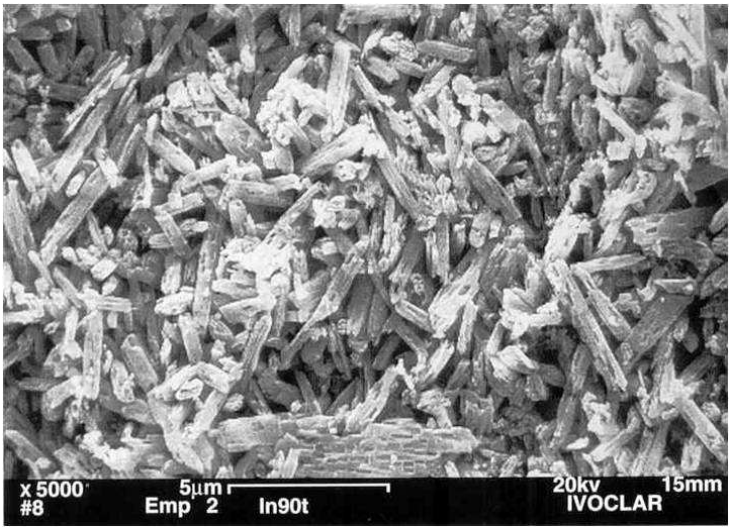


Figure 28. IPS Empress II®-Ivoclar® après mordançage à l'acide fluorhydrique. **(27)**

*IPS Empress II® est aujourd'hui remplacé par **l'IPS e.max press®** (Ivoclar-Vivadent) utilisant également le principe d'injection : la valeur de résistance à la flexion atteint les 400 MPa.

Figure 29. IPS e.max Press®-Ivoclar® après mordançage à l'acide fluorhydrique. **(27)**

Principe de l'IPS e.max Press® :

Lingotin de vitrocéramique à base de disilicate de lithium conçu pour être mis en oeuvre par pressée. Les structures obtenues peuvent être de différents degrés d'opacité, et sont ensuite stratifiées ou maquillées.

Domaine d'indications :

Inlay-onlay- facette
Couronne partielle
Couronne dans les zones antérieures et postérieures
Bridge 3 éléments dans la zone antérieure
Bridge 3 éléments dans la zone postérieure jusqu'à la 2ème prémolaire en tant que dernier pilier.
Superstructure implantaire pour restaurations unitaires (antérieure ou postérieure) et de bridge 3 éléments jusqu'aux 2èmes prémolaires en tant que pilier postérieur.

* En ce qui concerne ces vitrocéramiques renforcées en disilicate de lithium, elles sont fondées sur le système SiO_2 –Li_2O.
La phase cristalline contient 70% en volume de disilicate de lithium, $Li_2Si_2O_5$ et un faible volume d'orthophosphate de lithium Li_3PO_4.

C'est un matériau semi-translucide, pouvant être collé, dont les propriétés mécaniques sont augmentées (R.flexion de 350 MPa pour l'Empress II®, Ivoclar).
Il ne peut être utilisé que dans les systèmes entièrement céramique, pouvant même servir d'armature de bridge 3 éléments jusqu'à la deuxième prémolaire.
Une céramique cosmétique de CDT adapté peut être nécessaire (10.10^{-6} /C) pour la recouvrir selon les marques utilisées.

*Suite à l'avènement de la zircone, Ivoclar™ a mis au point la céramique **IPS e.max Zirpress®.**

Principe de l'IPS e.max Zirpress® :

Il s'agit de lingotins de vitro-céramique à base de fluoro-apatite qui seront surpressés sur les armatures en zircone. Les cristaux de fluoro-apatite, présents en différentes granulométries permettent d'équilibrer la translucidité, l'opalescence et la luminosité. Il en résulte un masquage optimal des armatures en oxyde de zirconium, peut perméables à la lumière.
La combinaison des techniques CAD/CAM et de pressée permet d'obtenir des éléments avec la précision d'adaptation de la céramique et de hautes valeurs mécaniques grâce au dioxyde de zirconium.
Les armatures surpressées présentent des caractéristiques d'ajustage précises, un épaulement en céramique stable à la cuisson, et peuvent être caractérisées ou stratifiées de manière efficace avec une céramique cosmétique.

Composition :

SiO_2, Li_2O, Na_2O, K_2O, MgO, Al_2O_3, CaO, ZrO_2, P_2O_5 et autres oxydes.

Domaine d'indications :

Facettes
Surpressées d'armatures unitaires en dioxyde de zirconium
Surpressées d'armatures de bridges en dioxyde de zirconium
Surpressées de superstructures implantaires en dioxyde de zirconium.

Figure 30. IPS emax ZirPRESS®-Ivoclar®. **(27)**

Actuellement ces céramiques pressées sont surtout utilisées pour des restaurations unitaires : facettes, inlays, onlays, overlays, couronnes ¾, « Jacket » voire des petits bridges surtout antérieurs en disilicate de lithium. Les qualités mécaniques actuelles ne permettent pas la réalisation de bridges de grande étendue, notamment dans les secteurs postérieurs.

*Avec l'ère de la Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur (1971), Ivoclar-Vivadent a développé ses céramiques pressées aux technologies d'usinage.
Ainsi après les vitrocéramiques IPS Empress® (dites « esthétic »), on trouve sur le marché l'**IPS Empress CAD®**.

Principe :

IPS Empress CAD® sont des blocs de vitrocéramique renforcée à la leucite. Après pressage de la poudre en blocs, et frittage, le matériau acquiert une résistance à la flexion de 160 MPa.
Les restaurations usinées présentent une très bonne précision d'adaptation et une surface homogène. Avant d'être collées, elles peuvent être soit polies, maquillées/glacées ou stratifiées.

Domaine d'indications :

Selon la nature et la dimension des restaurations, des types de blocs de translucidité différentes existent :
-Blocs HT (Haute translucidité) : inlays, onlays et facettes,
-Blocs LT (Basse translucidité) : facettes, couronnes partielles, couronnes antérieures et postérieures.

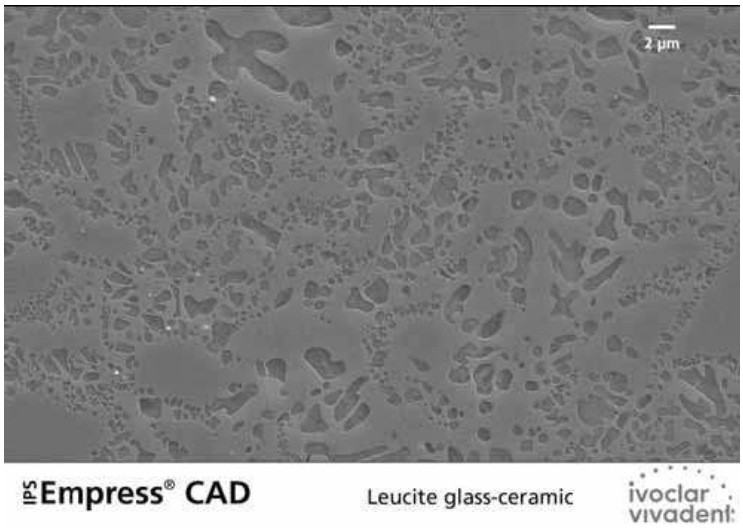


Figure 31. IPS Empress CAD®-Ivoclar®. **(27)**

*Cette technologie CAD/CAM a ensuite permis de réaliser des blocs 2 fois plus résistants en flexion : l'IPS e.max CAD®

IPS e.max CAD®.

Principe :

Il s'agit de blocs de vitrocéramique à base de disilicate de lithium pouvant être usinés par divers systèmes comme par exemple le système Cerec inLab® de Sirona ou le système Kavo Everest®.
Après l'usinage des blocs, la restauration subit une cristallisation dans un four de cuisson céramique pendant 35 minutes, n'entraînant une densification que d'environ 0,2% prise en compte par le logiciel lors de l'usinage du matériau. Cette rétraction quasi nulle est due à une cristallisation contrôlée, et évite un long travail d'infiltration.
La résistance finale en flexion est de 360 MPa.
Un très grand choix de couleur est proposé.
Les restaurations seront collées.

Domaine d'indications :

Facettes
Couronnes partielles
Couronnes dans la zone antérieure et postérieure.

Figure 32. IPS emax CAD®-Ivoclar®. **(27)**

*Le même principe existe pour l'usinage de blocs en zircone commercialisés sous le nom d'**IPS e.max ZIRCAD®**. Ce matériau sera décrit dans cette première partie «4.2.1. La zircone pré-frittée de type Y-TZP ».

*Ces céramiques vitreuses biphasées (ou vitrocéramique d'un point de vue structural) sont des matériaux garantissant la translucidité de part leur phase vitreuse, mais aussi le collage puisqu'ils peuvent être mordancés à l'acide fluorhydrique.
(KOUBI S, 2009 **(33)**)

Afin d'optimiser les propriétés mécaniques des céramiques, une autre catégorie de matériaux a vu le jour : ce sont les céramiques cristallines représentées par les céramiques alumineuses et la zircone.

2.2.3. Céramiques essentiellement cristallines

Comparativement aux céramiques vitreuses biphasées, les céramiques cristallines voient leur pourcentage de cristaux augmenté, donc leurs propriétés mécaniques améliorées. D'un point de vue optique, plus la phase cristalline est importante, plus l'opacité du matériau s'accroît.
Ces céramiques, dont la phase vitreuse est de plus en plus limitée avec l'évolution des techniques de mise en œuvre, imposent d'autres modes d'assemblages que le collage qui leur est souvent inapproprié. On devra alors avoir recours à des ciments de scellement ou à des techniques particulières de collage adhésif.

2.2.3.1. Nature chimique des céramiques alumineuses

L'alumine, 2ème composé le plus dur après le diamant, a été incorporé dans les céramiques dentaires afin d'optimiser les propriétés mécaniques.
Par ordre chronologique d'apparition en prothèse, on la retrouve :
- comme charge dans la céramique feldspathique de Mac Lean (couronne Jacket), puis utilisée dans les procédés Hi-Ceram® et quelques années plus tard Cerestore®,
- dans les procédés de barbotine In Ceram® (Vita) où la céramique est très majoritairement cristalline,
- dans les procédés d'usinage CFAO comme Procera All ceram® (Nobel Biocare).

***Les débuts de la céramique alumineuse : la couronne « Jacket » renforcée, les procédés Hi-Ceram® et Cerestore®.** (PERELMUTER *et al,* 2005 **(31)**)

Les trois procédés que nous décrirons ici ne font pas véritablement partie des céramiques cristallines. En effet l'alumine y est utilisée comme moyen de renfort pour des céramiques feldspathiques.

►La couronne « Jacket » renforcée céramo-céramique

Avec une infrastructure en céramique contenant 40% en poids d'alumine, la couronne de Mac Lean annonce en 1964 l'arrivée des restaurations céramo-céramiques.
Les caractéristiques ont été données dans cette partie en « 2.2.2. Céramiques vitreuses biphasées d'infrastructure »

►Le procédé Hi-Ceram®

Au début des années 1980, la société VITA™ réalise une chape en alumine par cuisson directe sur un revêtement réfractaire, ce qui simplifie ainsi les opérations de laboratoire.
La cuisson devait être particulièrement bien contrôlée car des températures trop élevées ou un temps trop long induisaient une fusion de la phase vitreuse dans le revêtement.
Aujourd'hui ce procédé n'est plus d'actualité, et a laissé place à l'In-Ceram®.

►Le procédé Cerestore® (céramique injectée/pressée)

En 1983, Sozio et Riley mettent au point une chape contenant 60% d'alumine, plus résistante que celle de Mac Lean. Elle est obtenue par injection (méthode de la cire perdue) d'une pâte céramique crue thermoplastique (présentée sous forme de pastilles plastifiées) à 180°C qui est frittée secondairement à 1315°C. La majorité des composants est minérale (Al_2O_3 à 60% en masse et MgO 8,5%) à laquelle on ajoute une résine silicone (12%) et d'autres plastifiants (Edgar plastic kaolin 4%, stéarate de calcium 1%, Accra wax 4%) pour la rendre apte au moulage à basse température (160-180°C).

La microstructure du matériau obtenu après frittage contient 65% en poids d'éléments cristallins. On retrouve, en dehors de l'alumine, des composés formés par réaction entre l'alumine, la magnésie et le verre de baryum ($BaO\ SiO_2\ Al_2O_3$) tels que le spinelle ($MgAl_2O_4$), la mullite, l'osomullite voire la cordiérite.

Un aluminosilicate d'alcalino-terreux (Ba et Mg) constitue la phase vitreuse résiduelle.

La liaison avec les céramiques classiques se fait sans problème compte tenu de la composition du matériau (oxydes).

***La céramique alumineuse à matrice cristalline infiltrée de verre : le procédé In Ceram® et la technique de la barbotine**
(PERELMUTER S, 1993 **(34)**)

Le procédé In-Ceram® : Alumina®, Spinelle® et Zirconia® devient un nouveau procédé au plan de la mise en forme et du matériau. Il consiste en l'élaboration d'une céramique d'infrastructure à haute teneur en alumine (85% en poids d'Al_2O_3 d'une granulométrie moyenne de 3µm) frittée en phase solide et infiltrée secondairement avec un verre coloré.

Principe :

Michael SADOUN invente ce système en 1985. L'alumine est présente à 85% dans une barbotine (suspension de grains d'alumine de 3µm dans de l'eau) servant à effectuer un montage au pinceau sur un duplicata en plâtre du MPU. L'absorption du liquide de la barbotine par les capillaires du plâtre provoque l'agglomération des grains d'alumine et donc la prise. Une première cuisson va permettre le frittage des grains à 1100°C. Cette **matrice cristalline** ainsi constituée est **renforcée secondairement par une infiltration de verre** (à base de sodium et de lanthane) selon la technique industrielle du « Split casting » : cela correspond au deuxième traitement thermique que va subir la barbotine. L'alumine, présente en grande concentration, permet d'augmenter la résistance à la flexion du noyau. Pour pallier les 20% à 26% de contraction de la barbotine d'alumine et la nécessité d'une température de frittage élevée (1750°C), on réalise un frittage incomplet en phase solide. En effet un frittage à haute température requiert des équipements coûteux et entraîne un retrait linéaire important. Le matériau partiellement fritté, poreux et aisément usinable est infiltré avec un verre liquide translucide à une température de 1100°C. L'infrastructure prend alors un aspect coloré et translucide, et sa résistance mécanique passe de 35 MPa avant infiltration à 620MPa.

Domaine d'applications :

In-Ceram Alumina®, de part sa faible translucidité, est recommandée pour les restaurations de dents pulpées de luminosité moyenne à faible, ainsi que les dents dyschromiées ou présentant une reconstitution corono-radiculaire grise sans discoloration cervicale ou radiculaire.

1ère variante : In-Ceram Spinelle® :

En 1989, le même auteur utilise ce principe technique **In-Ceram** alumina® en version **Spinelle®** (oxydes d'aluminium et de magnésium $MgAl_2O_4$ infiltré avec un verre transparent). Le produit fini est alors plus translucide et lumineux (car moins chargé en alumine) avec des propriétés mécaniques moindres (350MPa de résistance) mais une grande précision d'adaptation. Cette technique est indiquée pour la réalisation de couronnes destinées à des dents dont la couleur est translucide.

2ème variante : In-Ceram Zirconia® :

La version **Zirconia®** (66% d'alumine renforcée par 34% de zircone, et une phase vitreuse de 25%) est plus résistante avec une moyenne de 750MPa. C'est le matériau le plus opaque : il permet la construction d'éléments unitaires de prothèse fixée sur des dents dyschromiées, reconstituées par un inlay-core métallique avec dyschromie cervicale ou radiculaire, mais également de petits bridges postérieurs, de faux moignons et de prothèse implantaire.

►Tous ces procédés sont caractérisés par l'utilisation d'un noyau céramique renforcé recouvert d'une céramique cosmétique adaptée en coefficient de dilatation.

Stephan Wolz a ensuite repris ce principe de barbotine de céramique pour aboutir au système Wolceram®.

***Evolution technique de l'In-Ceram® : le système Wolceram® avec barbotine de céramique alumineuse ou d'oxyde de zirconium, et électrophorèse**
(FERRARI *et al,* Céramiques dentaires, 1995 **(28)**)

Introduction

Ce système élaboré par S.Wolz et distribué par Rotec® est une avancée technique de l'In-Ceram®. Il occupe une place à part dans les procédés de CFAO additive, exploitant la céramique comme matériau d'infrastructure. Il est en effet beaucoup plus « artisanal » que le système Procera® (décrit à la suite), mais permet la réalisation de prothèses céramo-céramiques à moindre coût.

Domaine d'applications

Armatures de prothèses unitaires céramo-céramiques
Armatures de bridges de 3 éléments
Piliers implantaires multimarques

Matériaux utilisés

Ce procédé utilise exclusivement les céramiques In-Ceram® Alumina (85% d'alumine), ou In-Ceram® Zirconia (33% d'oxyde de zirconium) et le principe de la barbotine.

Principe de fonctionnement

Les MPU non dupliqués sont lus par un scanner permettant de déterminer la profondeur de trempage dans la barbotine. Après recouvrement dans une solution électrolytique, ils sont amenés dans la barbotine pour le dépôt de céramique par électrophorèse : en 25 secondes on obtient une épaisseur de 0,5 à 1mm.
Au niveau des zones édentées, de la cire et une électrode en métal basse fusion sont positionnées pour préfigurer les intermédiaires de bridge. Cela permet ainsi l'agglomération de la barbotine.

L'armature est ensuite frittée à 1140°C pendant 2h30, ce qui va aussi conduire à l'évaporation de l'électrode métallique. La structure subit ensuite une infiltration de verre à 1120°C durant 1h : Principe du procédé In-Ceram®.

L'opération de stratification cosmétique se fait avec une céramique au CDT compatible (7,2 à $7{,}8.10^{-6}$).

Conclusion

L'utilisation de l'électrophorèse, pour le dépôt de la barbotine, permet d'augmenter la densité de la céramique, ce qui conduit à une moindre proportion de verre lors de l'infiltration. La résistance finale est augmentée de 30% par rapport au matériau obtenu à partir d'une barbotine déposée manuellement.

(GOBERT B, 2004 **(35)**)

***La céramique alumineuse densifiée par frittage puis usinée par le système CFAO (Procera® AllCeram)**

Introduction

Toujours dans le but d'augmenter les capacités de résistance mécanique, le développement des céramiques se fait au profit de la phase cristalline. Celle-ci prend de plus en plus de place, jusqu'à voir disparaître la phase vitreuse. C'est ainsi que l'on en arrive à la conception de céramique monophase, purement cristalline.

L'évolution de ces céramiques est rendue possible grâce aux travaux de François DURET (1973 **(36)**) sur le CFAO. Ceux-ci permettront le développement de systèmes automatisés bien connus à l'heure actuelle : ce fût tout d'abord le système Cerec® mis au point à Zurich par Moerman et Brandestini ((REICHEL, 2004 **(37)**), puis Procera® vu le jour avec Anderson.

En 1993 Anderson & Oden développent une céramique de haute pureté d'alumine : (99,5%). Il s'agit d'une masse de grains d'alumine agglomérés sous haute pression puis frittée secondairement entre 1600 et 1700°C.
L'extrados prothétique est ensuite usiné en vue de la réalisation de chapes ou d'armatures.
Ce procédé a permis au système Procera® AllCeram (Nobelbiocare®) de voir le jour en 1998. Ces céramiques relativement opaques (car sans phase vitreuse) ont une résistance à la flexion encore supérieure aux systèmes In-Ceram : 700 MPa vs 610 MPa pour In-Ceram Zirconia®.

Principe du système Procera® AllCeram

Procédé de CFAO additive permettant la réalisation d'armatures, de piliers implantaires ou de prothèses en alumine frittée pure.
La conception se fait au laboratoire de prothèse puis l'usinage (sur une réplique en métal, copiée et agrandie, du modèle positif unitaire en plâtre) a lieu dans un centre externe (en Suède pour les pays d'Europe occidentale). La commande en alumine est acheminée sous 48 heures au laboratoire qui, à réception de la chape, termine le travail en montant la céramique cosmétique.

Numérisation et conception

La numérisation au laboratoire du modèle positif unitaire en plâtre est réalisée avec un scanner par palpeur. On obtient par système informatique un modèle surdimensionné de 20%.

Il est également possible de procéder à un double scannage : dans une première étape les informations relatives à la préparation sont saisies puis visualisées et contrôlées à l'écran. Dans une seconde étape, les contours externes de la maquette faite au laboratoire sont scannés. Les deux images virtuelles sont superposées et l'ensemble est consigné dans un fichier informatique représentant les caractères dimensionnels de la future chape.

Usinage et post-usinage

La chape est donc formée par compactage de poudre d'alumine pure à plus de 99% sous très haute pression. Le contour externe est obtenu par fraisage. Suivant les réglages, une épaisseur régulière de 6/10e, voire 4/10e est obtenue.

Les chapes sont ensuite frittées dans l'enceinte d'un four industriel à 1700°C pendant 3 heures, puis contrôlées. Des corrections mineures peuvent être nécessaires, elles sont effectuées sous irrigation dans l'unité de production.

Conclusion

La dernière génération de système d'acquisition par palpage Procera® est le Procera® Forte.
Le développement de ces technique de conception de prothèse dentaire est appelé CADD (Computer-Assisted Dental Design). Un lien de communication par modem ou via internet permet au scanner d'être géographiquement éloigné du lieu de production.
(Procera® AllCeram,2010 **(38)**)

2.2.3.2. La zircone usinée par CFAO

Parallèlement à l'usinage de céramiques alumineuses, les techniques industrielles de plus en plus performantes vont permettre d'utiliser la zircone, jusqu'alors réservée aux méthodes de barbotine pour le In-Ceram Zirconia®.

Les recherches en dentisterie prothétique s'orientent vers des systèmes céramo-céramiques des plus résistants. Ainsi, après la convaincante mise au point du procédé In-Ceram® permettant d'obtenir une structure composite alumine-verre très dense, nombreux sont ceux qui se sont intéressés à la zircone, déjà largement utilisée dans le domaine biomédical.
Les matériaux « zircone » et « alumine », très durs, ont été longtemps inaccessibles à la prothèse dentaire, car les procédés classiques de production (coulée, frittage ou pressage) s'avéraient inadéquates.

C'est donc également grâce au système CFAO que le dioxyde de zirconium a pu percer dans le milieu de la prothèse dentaire.
(PILATHADKA *et al,* 2007 **(39)**)
(MANICONE *et al,* 2007 **(40)**

3 La zircone

3.1. Introduction

La zircone, ou dioxyde de zirconium (ZrO2), dérive d'un métal blanc-gris présenté dans le tableau périodique de Mendeleïev comme étant l'élément chimique numéro 40 du 4ème groupe secondaire : le zirconium (Zr).

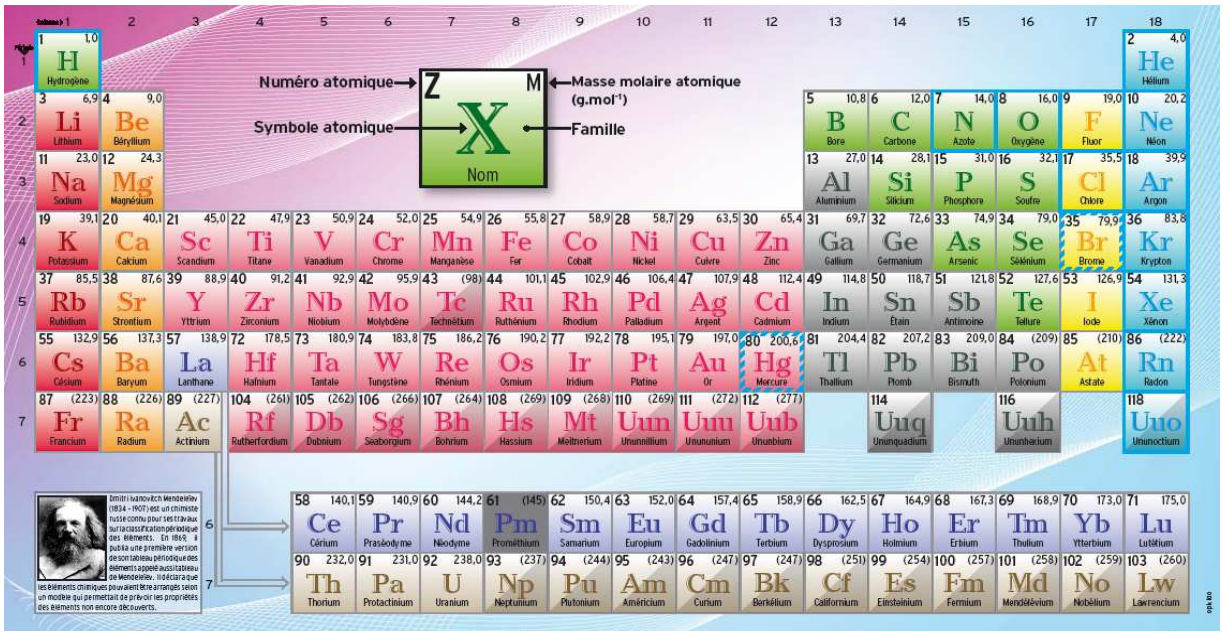


Figure 33. Tableau périodique des éléments, d'après Mendeleiev.

Le nom de ce métal vient de l'arabe *Zargon* (couleur d'or), contraction des deux termes persans Zar (Or), et Gun (couleur).
Le zirconium représente 0,02% du poids total de l'écorce terrestre, ce qui en fait le 19ème élément le plus courant. Sa densité est de 6,5 avec un point de fusion à 1852°C.
Il est utilisé dans des alliages pour l'industrie nucléaire en raison de son point de fusion élevé (matériau réfractaire), et aussi parce qu'il possède la faculté de ne pas absorber les neutrons lents, ou dans l'industrie chimique, du fait de sa grande résistance à la corrosion.

C'est une réaction chimique d'oxydation du zirconium qui permet de passer d'un élément métallique à un matériau céramique : il s'agit d'une **céramique technique** :

$$Zr + 02 \longrightarrow ZrO2$$

L'oxyde de zirconium est donc une pierre de synthèse, fruit du travail de l'homme.

D'un point de vue linguistique, les confusions terminologiques fréquentes nécessitent un rappel sur le vocabulaire :

-« ***Zirconia*** » est soit la traduction anglo-saxonne du dioxyde de zirconium, soit le nom commercial d'un mélange d'alumine et de zircone : In-Ceram Zirconia®, marque appartenant à Vita Zhanfabric™.

-Le « ***zircon*** » est synonyme de silicate de zirconium ($ZrSiO_4$). Il s'agit d'un cristal tétragonal que l'on trouve à l'état naturel. Les chimistes et minéralogistes s'en réfèrent en parlant de sable de zircon ou sable zirconifère.

*Le zircon (de l'espagnol girgonça, jacinthe) donne des gemmes transparentes, jaunes, vertes, brunes, bleu-vert, et des rouge-orangé très recherchées en joaillerie que l'on appelle hyacinthes. Ce sont elles qui permettent de fabriquer des imitations de diamants un peu moins éclatant mais tout aussi résistant. Cela grâce à un traitement thermique rendant le silicate de zirconium incolore. Il s'agit donc d'un abus de langage lorsque l'on parle de zircone ou zirconia en bijouterie pour désigner ces pierres précieuses.
Le zircon était déjà utilisé par les anciens Egyptiens notamment pour des bijoux en forme du dieu scarabée, Khepri, symbole de la Renaissance et de la fertilité.
Il est également utilisé en optique dans la surface des verres de lunette contre les rayures.

*Le zircon, outil de datation géologique :
L'étude des zircons permet de retracer les différentes étapes de l'évolution des corps du système solaire. Ce dernier s'est formé il y a 4,567 Ma. La Proto-terre en -4,560Ma résulterait de l'accrétion de matière résiduelle au sein d'une nébuleuse primitive.
Les zircons provenant de l'ouest australien (Jack Hills) et de la presqu'île d'Isua (Groënland) sont les seuls indices terrestres antérieurs à 4 Ma. Ils apparaissent comme des produits précoces de la cristallisation primaire des roches magmatiques, et il sont particulièrement stables ce qui fait que non seulement ils traversent de grandes périodes de temps sans être altérés (on peut remonter jusqu'aux conditions initiales qui régnaient lors de leur formation il y a 4,4 Ma), mais surtout ils conservent intact la quantité d'isotopes qu'ils contenaient lors de leur formation, avec bien sûr des produits de désintégration radioactives (désintégration de l'hafnium 182 en tungstène 182 avec une demi-vie de 9 millions d'années).

L'équipe de chercheurs de John W.Valley a conclut, après analyse des isotopes présents dans des zircons, que dès 4,3 milliards d'années, la Terre possédait une croûte terrestre et une hydrosphère, soit des continents et surtout des océans. Cela démontrant que le refroidissement avait été plus rapide qu'on ne le supposait avec une température terrestre autorisant l'existence d'eau liquide.

Toutes ces conclusions géologiques ont été rendues possibles en pénétrant les arcanes de la mémoire des zircons datant de 4,3 milliards d'années provenant de la région des Jack Hills en Australie occidentale. (VALLEY *et al,* 2002 **(41)**)

3.2. Origine de la zircone

On trouve le dioxyde de zirconium à l'état naturel sous forme de minerai rare appelé Baddeleyite, nom éponyme de Joseph Baddeley qui mît au jour le premier minerai au Sri Lanka en 1892. La source principale se trouvant à Matara, une des villes de Ceylan, on appela ces pierres «diamants de Matara ». Ces gisements que l'on retrouve aussi en Afrique du Sud sont insuffisants pour répondre à la demande des industriels ; on se tourne donc aujourd'hui vers l'Australie qui exploite son sable zirconifère constitué à 67% de silicate de zirconium. Ce sable est ensuite purifié par différentes décompositions chimiques et thermiques jusqu'à obtention de 93,6% d'oxyde de zirconium.

Figure 34. « Jack Hills en Australie occidentale est le seul endroit sur Terre ayant pu prouver que la Terre s'est refroidie plus rapidement que prévu, avec formation des continents et surtout des océans il y a 4,4 milliards d'années ». Aujourd'hui cette région de sable zirconifère constitue la principale réserve naturelle de zircone.
(MENNEKEN *et al,* 2007 **(42)**)

L'utilisation de la zircone à l'état naturel est limitée aux poudres abrasives ou comme additif de renfort car son système cristallin monoclinique la rend sensible aux fissures.

3.3. Composition chimique

La zircone employée massivement dans l'industrie biomédicale n'est pas simplement composée de dioxyde de zirconium. En effet, la zircone ZrO_2 possède trois structures cristallographiques particulières, ce qui la rend physiquement instable lors de franchissement de certains paliers de température.

Son utilisation en prothèse dentaire notamment, nécessite le recours à d'autres molécules chimiques permettant de stabiliser le matériau, essentiellement des oxydes.

Les meilleurs résultats, quant à la stabilité de la zircone pour des applications mécaniques, sont obtenus avec l'oxyde d'yttrium dans une proportion de 5,15% en poids, avec 93,6 % de ZrO_2. C'est la raison pour laquelle on parle de zircone yttriée partiellement stabilisée sous l'acronyme **Y-TZP** (**zircone polycristalline tétragonale stabilisée par l'oxyde d'yttrium)**.

D'autres stabilisateurs sont également intégrés dans la composition dont voici les proportions :

-$ZrO_2 + HfO_2 + Y_2O_3 > 99\%$
-$HfO_2 < 5\%$
- $Y_2O_3 = 5,15 +/- 0,2\%$
-$Al_2O_3 < 1\%$
-$SiO_2<1\%$
-$NaO_2< 0,1\ \%$
-$Fe_2O_3<< 0,1\%$

Pour les dopants nous citerons : l'oxyde de magnésium et l'oxyde de césium.

* Le faible apport de l'**Al_2O_3** augmente nettement la tenue en fatigue, c'est pourquoi presque toutes les céramiques d'oxyde de zirconium sont de type **Y-TZP-A (Yttria**-stabilized **T**etragonal **Z**irconia **P**olycrystal-**A**lumina)

* Le dopage par la silice **SiO_2** permet d'obtenir une microstructure particulière avec des grains beaucoup plus ronds, et des poches de phase vitreuse aux joints. Le comportement mécanique des zircones dopées, notamment en terme de propagation des fissures n'est pas dégradé. Le comportement face au vieillissement est quant à lui fortement amélioré par l'ajout de petites quantités de silice.

(GREMILLARD *et al,* 2002 **(43)**)

* L'ajout d'oxyde d'yttrium **Y_2O_3** cubique à la zircone ZrO_2 permet :

-de conserver la stabilité de la zircone au moment du frittage

-de maintenir la phase métastable quadratique que possède l'oxyde de zirconium à très haute température, lors du refroidissement à la température ambiante.

(MAHIAT, 2006 **(44)**)

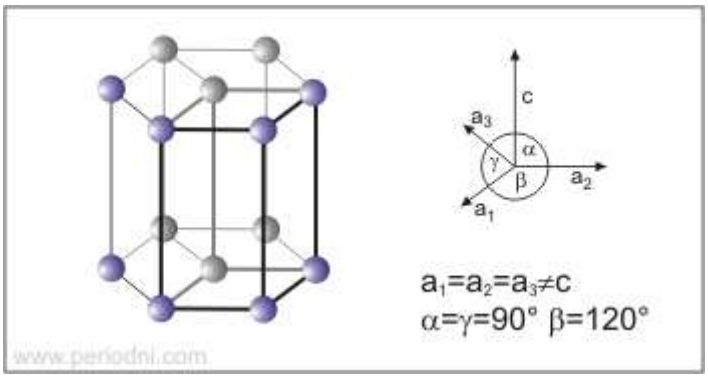


Figure 35. Structure cristallographique hexagonale de l'yttrium

L'yttrium, appartenant au groupe des terres rares, a été découvert par Johan Gadolin (FI) en 1794. Étymologie du nom: vient d'Ytterby, village de Suède.

L'yttrium est un métal argenté, ductile, assez réactif. Sur les surfaces exposées à l'air se forme un film d'oxyde. Il est très combustible avec une température de fusion de 1522°C et une température d'ébullition de 3345°C. Il réagit avec l'eau pour donner un dégagement d'hydrogène. L'yttrium se trouve dans des minerais tel que la monazite, la xénotime, l'yttria. L'yttrium associé avec l'europium est utilisé pour l'obtention de la couleur rouge sur l'écran de télévision. L'oxyde d'yttrium avec l'oxyde de fer forme un cristal grenat utilisé pour les radars.

3.4. Microstructure

La zircone Y-TZP est un matériau multiphasé polycristallin (formes tétragonale et monoclinique), sans phase vitreuse.
Cette céramique technique permet la réalisation de chapes et d'armatures de bridges, ensuite recouverte par une céramique cosmétique spécifique.
Les différentes structures allotropiques de la zircone font d'elle un matériau instable, c'est pourquoi il est nécessaire de la stabiliser artificiellement.

Il existe, selon la température où se situe la zircone, 3 phases cristallographiques :

- **la phase monoclinique** : de la température ambiante jusqu'à 1170°C. Cette forme ne présente aucune propriété mécanique intéressante.
- **la phase quadratique ou tétragonale :** de 1170°C à 2370°C. C'est sous cette forme que la zircone est utilisée pour ses propriétés mécaniques.
-**la phase cubique** : de 2370°C à 2690°C, le point de fusion. Cette phase ne présente à nouveau aucun intérêt quant à ses propriétés mécaniques.

Les **cristaux monocliniques** sont de formes parallélépipédiques à base carrée, seuls les angles de la base sont à 90°.
Les **cristaux quadratiques** sont des parallélépipèdes à base carrée avec tous leurs angles à 90°.

Figures 36a, et 36b. Représentation schématique des trois phases de la zircone sous pression atmosphérique :

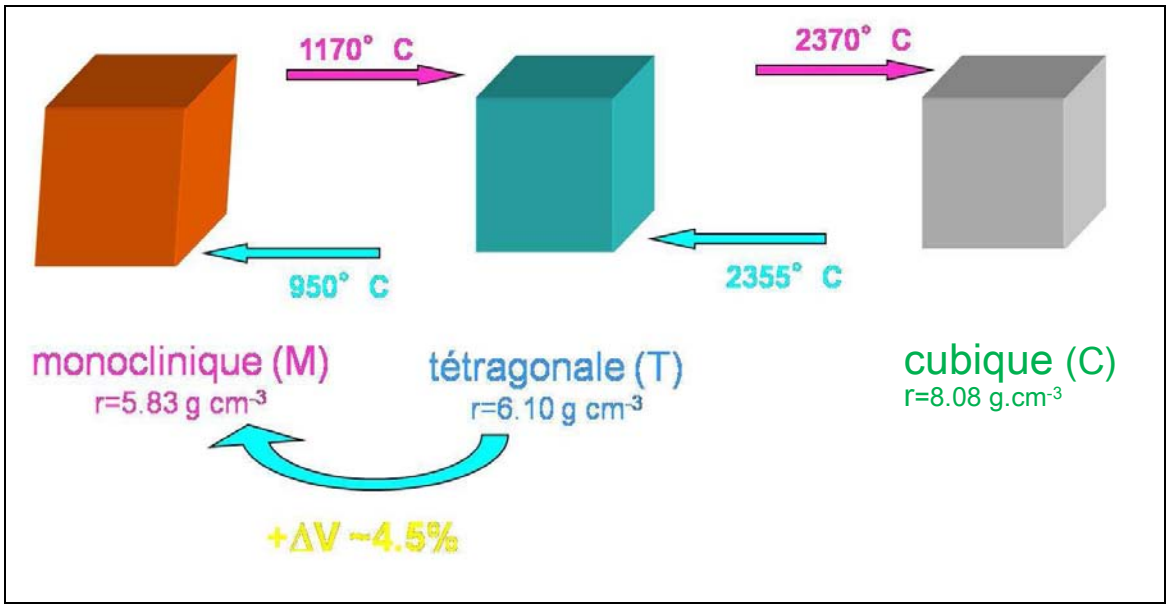


Figure 36a.

Lors de son refroidissement, le phénomène s'inverse : de la phase quadratique en passant sous les 950°C, la zircone retrouve sa phase monoclinique et perd ses propriétés mécaniques recherchées. On observe également une augmentation de volume de l'ordre de 3% à 5%.

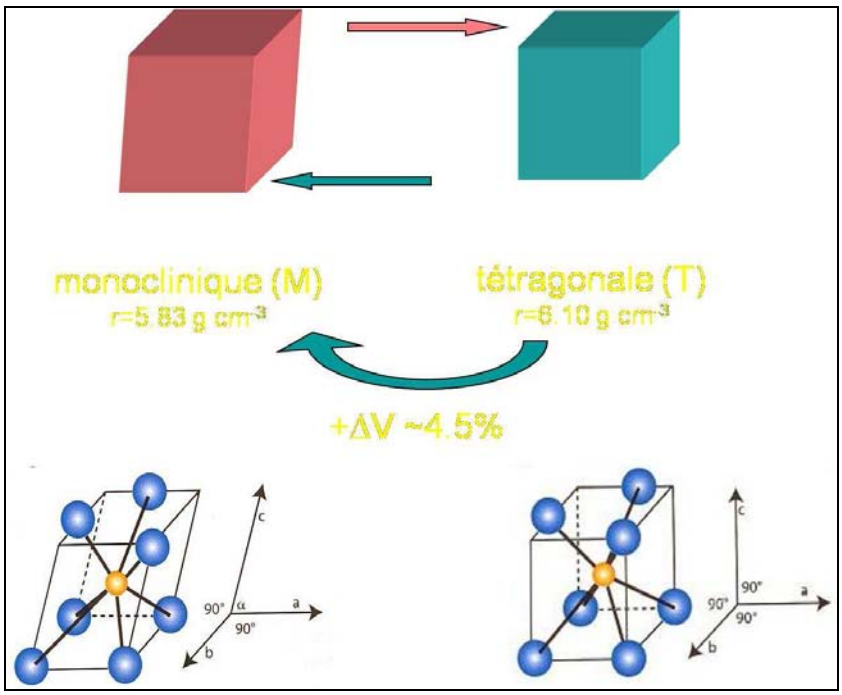


Figure 36b.

Pour éviter ce phénomène et pouvoir utiliser la zircone dans les différentes industries, il est donc nécessaire de la stabiliser artificiellement. On force ainsi la structure à se maintenir en phase quadratique sous 950°C pour conserver ses qualités mécaniques.
Ce phénomène résultant de l'apport d'oxydes permet d'obtenir **une zircone** dite **partiellement stabilisée**, composée en grande partie de cristaux à mailles quadratiques et en très faible partie de cristaux à mailles monocliniques.

3.5. La zircone stabilisée et ses applications

Les zircones yttriées sont utilisées grâce à la découverte de leurs capacités à modifier leur structure cristalline selon les contraintes :

-**dans des applications industrielles diverses** : billes de broyage, sonde à oxygène, pièces pour moteurs, lames de couteaux et de rasoirs, outils coupant de précision, composants pour fibres optiques, outils de précision pour l'horlogerie et la micro-mécanique, etc…

-**dans le milieu médical** : en orthopédie avec les billes de prothèses de hanche (depuis 1985 en France), éléments de prothèse de genoux, de mains et d'épaule. Puis dès 1990 comme éléments prothétique et d'implantologie dentaires
Il existe trois firmes dans le monde qui fabriquent les billes de prothèse orthopédique : Morgan-Matroc, Norton Desmarquest, Metoxit (Suisse).

La zircone est à ce jour le matériau dont la **biocompatibilité** en chirurgie est optimale :

-biocompatibilité avec les parties en contact du corps humain,
-très haute résistance à toutes formes de corrosion,
-inertie chimique,
-absence de flash au scanner et IRM,
-absence de toxicité,
-absence de bimétallisme,
-excellente tolérance tissulaire,
-résistance à l'usure avec un très faible coefficient d'effritement,
-haute performance mécanique requise pour les exigences fonctionnelles.

3.6. Propriétés mécaniques

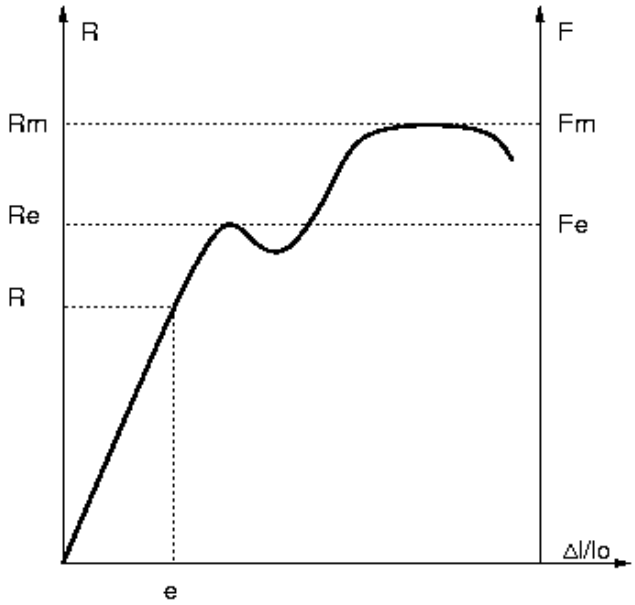
Les propriétés mécaniques des matériaux céramiques déterminent par avance l'utilisation prothétique qui pourra en être faite ; et les appréhender, permet d'assurer la pérennité de la restauration.

Tout d'abord nous décrirons brièvement et simplement les principales notions mécaniques de l'analyse d'un matériau.
Nous expliquerons ensuite plus en détail ces différents tests mécaniques permettant de comprendre le comportement de la zircone.

3.6.1. Notion de mécanique

Test de traction :

Un essai de traction est une expérience de physique qui permet de mesurer le degré de **résistance à la rupture** d'un matériau quelconque.
Cet essai consiste à placer une petite barre du matériau à étudier entre les mâchoires d'une machine de traction qui tire sur la barre jusqu'à sa rupture. On enregistre l'allongement et la force appliquée, que l'on convertit ensuite en déformation et contrainte.
C'est essai donne comme valeur importante celle du **module de Young *E***, ou module d'élasticité longitudinale.



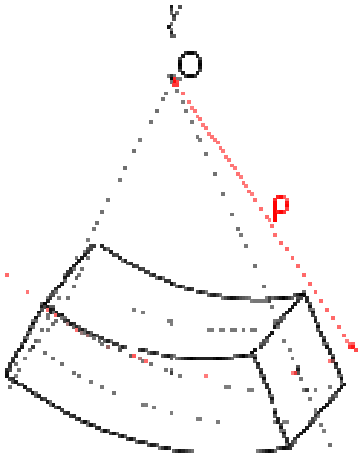
Courbe de traction avec :

-R contrainte/ F force
-Rm contrainte maximale avant rupture
-Re limite apparente d'élasticité
- e allongement relatif, appelé **ε** déformation

Figure 37. Exemple de courbe de traction d'un matériau ductile présentant un décrochement. **(45)**

Test de flexion :

La flexion est la **déformation** d'un objet qui se traduit par une courbe. Dans le cas d'une poutre, elle tend à rapprocher les deux extrémités de la poutre.
L'essai de flexion d'une poutre est un essai mécanique utilisé pour tester la **résistance en flexion** soit également **la résistance à la rupture**. On cherchera les conditions nécessaires pour ne pas dépasser la **limite élastique** qui entrainerait une déformation définitive (**déformation plastique**), afin de préserver l'intégrité de la pièce.
En théorie des poutres (considérons un cylindre de matière), les fibres situées vers l'extérieur de la flexion sont en extension, elles sont soumises à de la traction. Les fibres situées à l'intérieur de la flexion sont en compression.



Eléments d'une poutre fléchie :

Les fibres forment des arcs de cercles concentriques : celles du haut sont donc comprimées et celles du bas étirées.

Figure 38. Déformation d'une poutre en flexion. **(46)**

Test de ténacité :
(Wikipédia.Ténacité,2009 **(47)**)

La ténacité correspond à la **résistance à la fatigue**. C'est la capacité d'un matériau à résister à la propagation d'une **fissure** ; cela s'oppose à la fragilité.
On étudie la capacité du matériau à supporter la présence de défauts, et plus précisément son aptitude à résister à l'amorçage et à la propagation brutale ou catastrophique d'une fissure. C'est une caractéristique intrinsèque du matériau.
Pour déterminer expérimentalement la ténacité, on utilise une éprouvette préfissurée. En exerçant sur cette éprouvette un système de forces appropriées (cycles de contraintes), on soumet sa fissure à un mode d'ouverture et on évalue l'énergie élastique libérée par la progression de la fissure. La ténacité est proportionnelle à la racine carrée de cette énergie.

La différence de comportement entre un matériau fragile et un matériau ductile est remarquable également dans le **mode de propagation de la fissure**.
-Le **matériau fragile** subit une rupture brutale par la propagation de la fissure venant le déchirer.
-Le **matériau ductile** subit une déformation plastique très importante autour de la zone pré fissurée avant de rompre.

Fragilité, Ductilité, et Fluage :

-Un matériau **fragile** a, sous une contrainte, un comportement de rupture fragile c'est-à-dire qu'il ne présente pas de domaine plastique (représentée par une déformation permanente) et la **rupture** se produit **dans le domaine élastique.**

-Un matériau **ductile** peut subir une **déformation plastique permanente**, cela après une phase de déformation élastique (réversible).

-Le **fluage** est un phénomène physique qui provoque la **déformation irréversible** d'un matériau soumis à une contrainte constante pendant une durée suffisante. Le fluage est une caractérisation d'un matériau ductile.

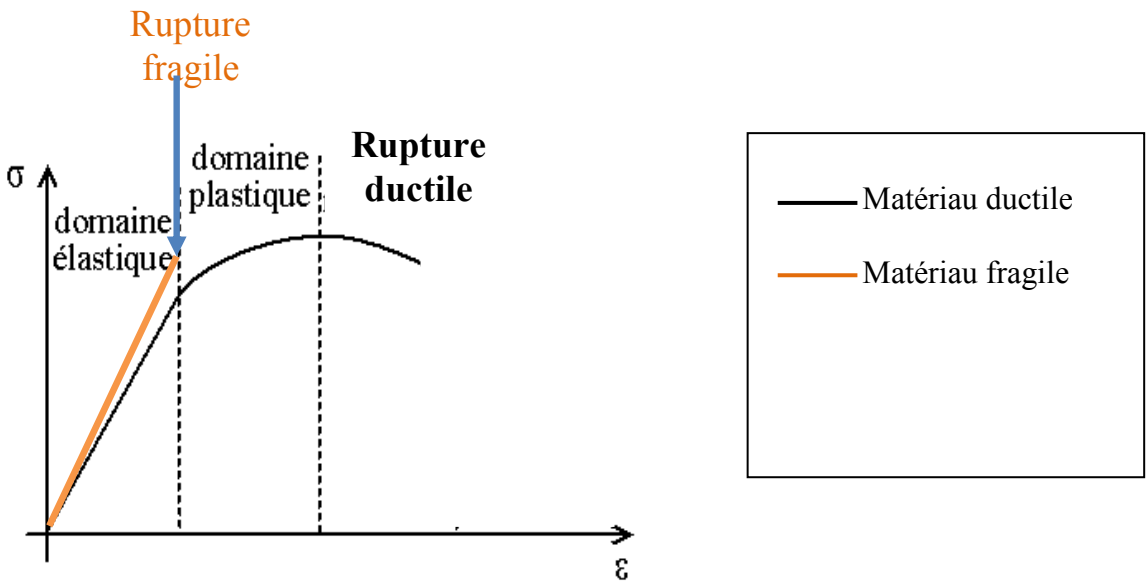


Figure 39. Comparaison des courbes [Contrainte **σ**/ Déformation **ε]** des matériaux fragile et ductile.

3.6.2. Propriétés mécaniques générales des céramiques

Les céramiques dentaires traditionnelles :

Les céramiques dentaires classiques sont peu résistantes aux efforts de traction et de flexion, en revanche, elles possèdent des résistances très élevées en compression.

La caractéristique mécanique prépondérante d'une céramique est sa rupture dite fragile. Sous contrainte, à température ambiante, la céramique se fracture brutalement dans le domaine élastique sans déformation plastique. Les liaisons ioniques ou covalentes empêchent le glissement des plans atomiques voisins et le matériau ne peut se déformer plastiquement pour répartir les contraintes imposées comme le font les matériaux métalliques.

La raison de ce type de rupture fragile est que, mises sous pression, les fissures en formation tendent à se refermer, alors que soumises à des contraintes de traction ou de cisaillement, elles s'agrandissent et se propagent.

Depuis Griffith, nous savons que la fracture d'une céramique résulte de la propagation d'une fissure à partir d'un défaut initiateur comme les porosités ou les microfissures (défauts de Griffith : accidents de refroidissement).

(GRIFFITH, 1920 **(48)**)

(BOTTINO *et al,* 2009 **(49)**)

La zircone :

La zircone, partant de loin avec des qualités mécaniques de matériaux fragiles, réussit à se positionner en tête de classement pour l'évaluation de diverses capacités, cela grâce au processus de transformation résistante décrit ultérieurement dans le chapitre «3.6.3.6.Le processus de « Transformation résistante » de la zircone ».

Le polymorphisme d'Y-TZP permet de prévenir les fêlures, et lui confère une grande résistance à la fatigue et de bonnes propriétés mécaniques. Mais avec une moindre dureté que l'alumine.

Les propriétés mécaniques de 3Y-TZP sont essentiellement dépendantes :
-de la granulométrie,
-de l'homogénéité de la matrice.

L'essentiel :

-Les qualités mécaniques sont modestes pour les phases cubique et monoclinique.
-Les qualités mécaniques sont importantes pour la phase quadratique ou tétragonale.
-La phase tétragonale métastable est stabilisée à température ambiante par l'addition d'oxydes (3,15% en poids) : MgO, CaO, et majoritairement Y_2O_3

(HAUPTMANN *et al*, 2000 **(50)**)

3.6.3. Le comportement mécanique de la zircone Y-TZP

3.6.3.1. La fragilité de la zircone face à la ductilité des alliages

La zircone :

La zircone, comme toute les céramiques, est un matériau qui, sous une contrainte résiste jusqu'à un certain seuil ou se rompt sans fléchir, contrairement aux roseaux et métaux dits ductiles. C'est donc là le défaut majeur des céramiques : leur fragilité c'est-à-dire leur facilité à casser sous un choc.

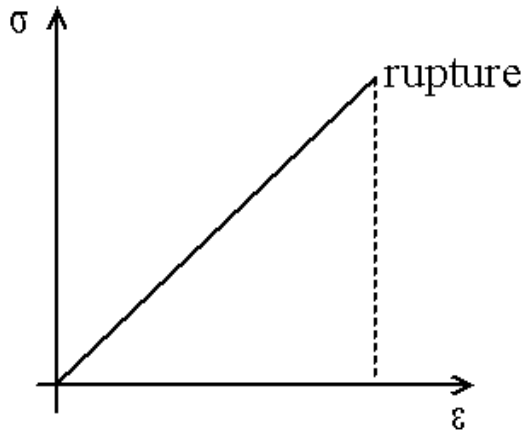
On dit que les céramiques (et les verres) sont typiquement des matériaux au comportement de **rupture fragile.**

Les alliages :

Les **matériaux ductiles** comme les alliages métalliques peuvent subir une phase de déformation élastique puis une déformation plastique irréversible accompagnée généralement d'un durcissement du matériau.

Pour caractériser la déformation d'un matériau de manière simple, on pratique un essai dit de "traction uni axiale" : une éprouvette cylindrique, fait dans le matériau à tester, est étirée dans l'axe du cylindre jusqu'à la rupture. On enregistre la force de traction en fonction de l'allongement, ou plus précisément la contrainte σ en fonction de l'allongement relatif ε.

- contrainte σ : force F divisée par la section S du cylindre
  $\sigma = F/S$
  en MPa, 1 MPa = 1 000 000 $N.m^{-2}$
- allongement relatif ou "déformation" ε : le déplacement de l'extrémité sollicitée Δl divisée par la longueur initiale l_0 du cylindre
  $\varepsilon = \Delta l / l_0$
  sans dimension (parfois en %).



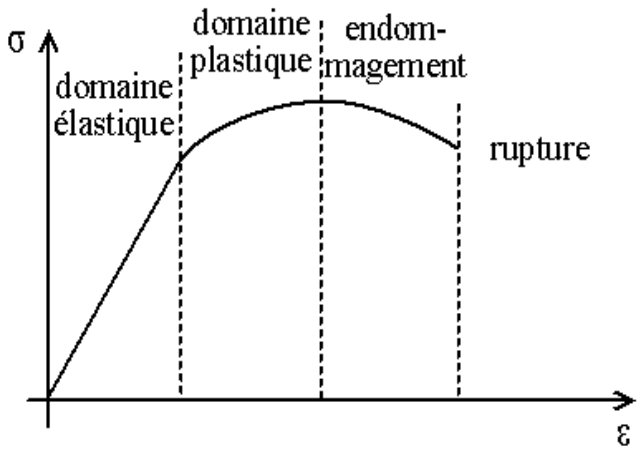


Figure 40a. Rupture fragile, dans le domaine linéaire.

Figure 40b. Rupture ductile : la loi est d'abord linéaire (domaine élastique), puis s'infléchit (domaine plastique) avant de décroître (domaine d'endommagement, rupture).

Figures 40a, 40b. Rupture fragile et rupture ductile

Les ruptures sont fréquentes pour les céramiques, matériaux fragiles et peu tenaces. Dans une céramique, une fissure ayant atteint sa taille critique se déplace instantanément sans perte d'énergie alors que pour un matériau métallique de même résistance à la flexion, la fracture du métal (matériau ductile) se fera avec un apport énergétique beaucoup plus élevé, et ce, en raison d'une phase importante de déformation.
Cela explique pourquoi les alliages sont beaucoup plus résistants à la rupture que la moyenne des céramiques.

Dans le groupe des céramiques où la fragilité est le « talon d'Achille », **le dioxyde de zirconium présente l'une des valeurs les plus élevées de ténacité à la rupture.**
Ce sont les procédés de production avec l'adjonction d'oxydes qui donnent au dioxyde de zirconium des caractéristiques optimales (résistance mécanique et ténacité à la rupture).
L'adjonction d'yttrium et des autres stabilisateurs permet d'augmenter la résistance au fluage de la zircone. Les sels d'yttrium doivent être ajoutés séparément à la charge de départ, indépendamment de la zircone. D'autres stabilisants classiques de la zircone comme la magnésie ou la chaux se sont révélés avoir un effet négatif sur la résistance au fluage du matériau. De même, les sels d'yttrium ne doivent pas stabiliser une trop grande quantité de zircone, c'est pour cela que le taux maximal de 5 % en poids doit être respecté.
(ZHANG *et al,* 2004 **(51)**)

3.6.3.2. Résistance en traction et module de Young ou module d'élasticité longitudinale *E*

Le module de Young est donné par la loi de Hooke : $\sigma = E\varepsilon$

Avec σ la contrainte (en unité de pression)
E le module de Young (en unité de pression)
ε la déformation (sans unité de dimension)

en orange : courbe linéaire de la céramique
en bleu : courbe linéaire du métal
en rouge : courbe de déformation plastique du métal

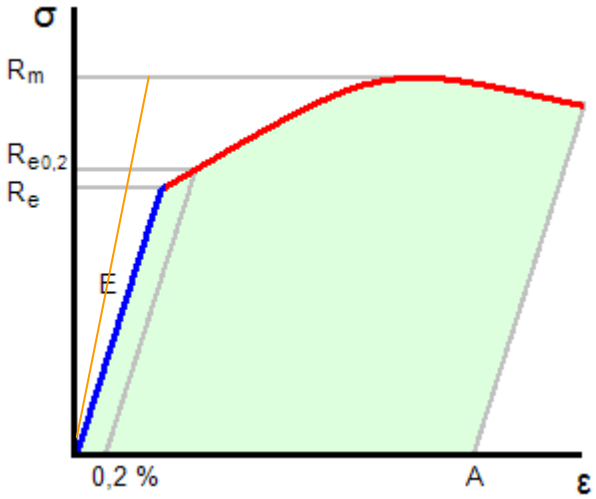


Figure 41. Diagramme Contrainte-Déformation. Loi d'élasticité.

Le module de Young est une constante élastique qui, pour un <u>matériau homogène isotrope</u> (propriétés physiques identiques dans toutes les directions), lie la contrainte σ à la déformation ε.
Dans le Système International on l'exprime en MPa.
Ce coefficient caractérise la raideur de la matière. A contrainte égale, un matériau ayant un module d'élasticité élevé subira une déformation plus faible qu'un matériau ayant un module d'élasticité petit.

Lorsque l'on parle de module d'élasticité, on sous-entend « en traction ». Il conviendrait en toute rigueur de préciser à chaque fois quel mode de chargement à servi à le déterminer. En effet, pour des matériaux anisotropes comme la zircone, le module d'élasticité n'est pas le même en traction, en compression ou en flexion. Il existe trois « modules d'élasticité » différents suivant les trois axes.
(KITTEL, 1998 **(52)**)

Un matériau dont le module de Young est très élevé est dit rigide : les céramiques ont un module E plus grand que les métaux, mais contrairement à eux, on n'observe pas de déformation plastique. La déformation des céramiques suit le principe de loi linéaire : il y a fracture brutale lorsque l'on atteint le seuil de contrainte à la rupture.

Si l'on prend comme référence l'émail humain dont le module d'élasticité est compris entre 70 et 90 MPa, on constate que les céramiques et les vitrocéramiques possèdent des caractéristiques inférieures (60 à 70 MPa), en revanche les céramiques d'infrastructure ont un module d'élasticité quatre fois plus grand (tableau ci-après).

Le module d'élasticité de la zircone relativement bas pour une céramique permet une certaine **déformation élastique du matériau avant rupture** (ce qui n'est pas le cas de l'alumine notamment).
L'absorption des contraintes jusqu'à un certain seuil fait que la zircone répond particulièrement bien aux tests de fatigue.
Ainsi, les bridges de faible portée (3 ou 4 éléments) dans de bonnes conditions occlusales et avec des armatures aux dimensions généreuses nous assurent sécurité et pérennité en particulier sur dents naturelles où la résilience desmodontale compense leur faible module d'élasticité. Il n'en sera pas de même sur piliers implantaires.
(BIENFAIT, 2009 **(53)**)

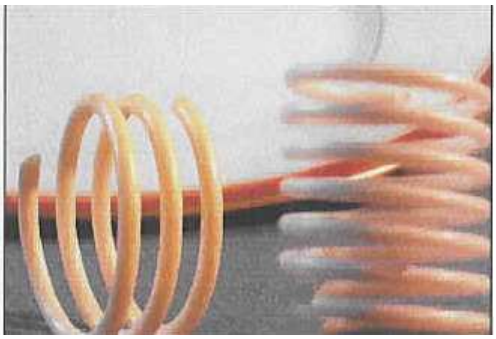


Figure 42. Le module d'élasticité de la zircone a permis de réaliser un ressort. (Réalisation Diadem SAS).

Module de Young :

	Matériaux	Module E (GPa)
	Email humain	70-90
Matériaux à rupture fragile	Alumine InCeram® Zircone Verre Empress I® Optec®	400 295 220 73 69 62
Matériaux ductiles	Alliages non nobles Titane Alliages nobles	200 à 280 120 80 à 150

Tableau II. Résistance en traction : le module d'élasticité E. **(31)**

3.6.3.3. Résistance à la flexion

Les céramiques traditionnelles :

L'ensemble des céramiques est caractérisé par une résistance en traction très faible, une résistance en flexion moyenne, et une très bonne résistance en compression. D'un point de vue clinique, les résistances en flexion et en compression restent les deux points essentiels.

Une céramique se fracture sous une contrainte par la propagation d'une fissure à partir d'un défaut. Griffith a montré que la contrainte était multipliée par un facteur K (coefficient de concentration des contraintes) en fonction de la taille et de la géométrie du défaut. Ces défauts agissent comme des concentrateurs de contraintes. La mise en forme du matériau et les finitions de surface conditionnent donc la résistance du matériau lors des efforts de flexion.

La zircone :

La résistance en flexion dépend de la pureté du matériau et de sa densité, de la taille critique des grains (recommandation <0,6µm), du pourcentage de phase quadratique et de la qualité du frittage.
La zircone présentant tous ces critères présente une résistance à la flexion extrêmement élevée : deux fois plus importante que les céramiques cristallines alumineuses infiltrées (types In Ceram®) et encore plus comparée aux céramiques vitreuses biphasées (feldspathiques).

Résistance à la flexion et influence du milieu :

Après que différentes céramiques aient été immergées dans l'eau pendant une semaine, des tests en flexion bi axiale n'ont démontré aucune baisse de la force de la zircone yttriée, mais une chute de la résistance des

- ♦ céramiques à l'alumine infiltrée avec du verre (In Ceram alumina® : -31%)
- ♦ céramiques pressées (+ leucite : Empress I® : -22%)
- ♦ céramiques pressées (+ disilicate de lithium : Empress II® : -19%)

Cette **résistance en flexion très élevée** fait de la zircone un matériau aux caractéristiques mécaniques très supérieures à celles des autres céramiques du marché.
Comme le montre le tableau ci-après, malgré une résistance à la rupture (Ténacité) supérieure pour les alliages, la résistance à la flexion de la zircone est la plus élevée de tous les matériaux d'infrastructure.
Elle permet ainsi de réaliser des pièces prothétiques de « relativement grande étendue » (longueur de travée 30mm maximum) en zircone avec des sections de connexion adaptées.

Résistance à la flexion :

	Matériaux	Résistance à la flexion (MPa)	Ténacité (MPa $m^{1/2}$)
Matériaux à rupture fragile	Zircone (non HIP)	1100 à 1150	8 à 10
	Alumine	300 à 600	3 à 4
	Céramiques infiltrées	600 à 650	5 à 6
	Céramiques renforcées pressées	350	4à 5
	Céramiques renforcées stratifiées	90 à 100	2 à 3
	Verre		0,7
Matériaux ductiles	Titane	350 à 450	50 à 80
	Alliages non nobles	300 à 800	400 à 800
	Alliages nobles	250 à 500	200 à 400

Tableau III. Résistance à la flexion et ténacité des matériaux fragiles et ductiles. **(31)**

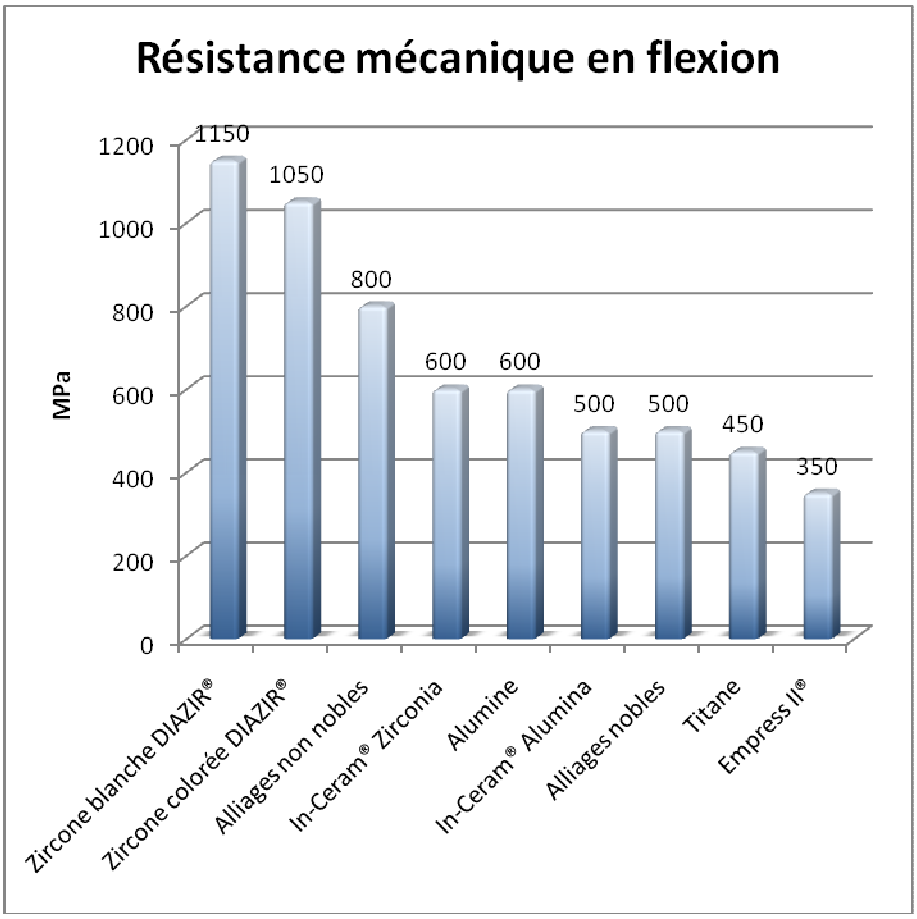


Figure 43. Résistance à la flexion de céramiques destinées à la réalisation d'infrastructure.

3.6.3.4. Résistance en compression

Comme nous l'avons déjà vu les céramiques dentaires possèdent donc une importante résistance à la compression.
Pour les céramiques feldspathiques conventionnelles elle est de l'ordre de 350 MPa, et de 600 à 800 MPa pour les procédés de céramiques renforcées.
La zircone a une résistance à la compression de 2000 à 2200 MPa, la moitié de celle de l'alumine.
Sa dureté est de 1200 HV également la moitié de l'alumine.

3.6.3.5. Mesure de la ténacité et résistance à la fatigue

La ténacité représente le comportement d'un matériau face à la rupture, soit sa résistance à la fatigue.

Les céramiques traditionnelles :

Les ruptures sont fréquentes pour les céramiques, matériaux fragiles, donc peu tenaces.
La ténacité est, pour les céramiques et contrairement aux alliages, un paramètre discriminant dans le rapport matériau/application.
Dans une céramique, une fissure ayant atteint sa taille critique se déplace instantanément sans perte d'énergie alors que pour un matériau métallique de même résistance à la flexion, la fracture du métal (matériau ductile) se fera avec un apport énergétique beaucoup plus élevé, et ce, en raison d'une phase importante de déformation.

La zircone :

La phase métastable de la zircone augmente sa résistance devant la propagation des fissures grâce au phénomène d'absorption des contraintes. Les cristaux maintenus artificiellement en phase quadratique par l'yttrium vont capter cet apport d'énergie et passer en phase monoclinique. Ce phénomène de changement de phase s'accompagne d'une augmentation volumique des cristaux, qui limite ou arrête la propagation de la fissure. Au-delà d'un certain niveau de contrainte, la fissure entraîne la fracture.

Une étude (JUNG *et al,* 2000 **(54)**) révèle une baisse de la résistance de la zircone yttriée lorsqu'elle est soumise à un test de fatigue cyclique et de vieillissement *in vitro.* Cependant, cette réduction se produit uniquement en présence d'une surface endommagée, et la force résiduelle demeure bien au dessus des autres matériaux pour infrastructure céramo-céramique. Cela démontre cependant l'importance de la préservation d'un état de surface intact.

Une autre étude menée en 2007(STUDART *et al,* **(55)**) a porté sur le comportement mécanique de la zircone Y-TZP in vitro en présence d'eau et sous des charges cycliques. Une

propagation de fissures a pu être observée même sous des charges de 50% inférieures au seuil critique. Cependant, les études de fatigue prouvent que les bridges postérieurs en Y-TZP résistent fortement au milieu salivaire même en région molaire, ainsi qu'aux charges cycliques sur une durée de 20 ans au moins. Tout ceci sous entend l'utilisation d'un matériau approprié ainsi que d'un design des infrastructures adapté, notamment en ce qui concerne les dimensions des connections de bridge.

Ainsi, la forte ténacité de la zircone lui permet d'arriver en tête de classement pour les matériaux à rupture fragile.

(ATT W, 2005 **(56)**)
(ATT W, 2007 **(57)**)

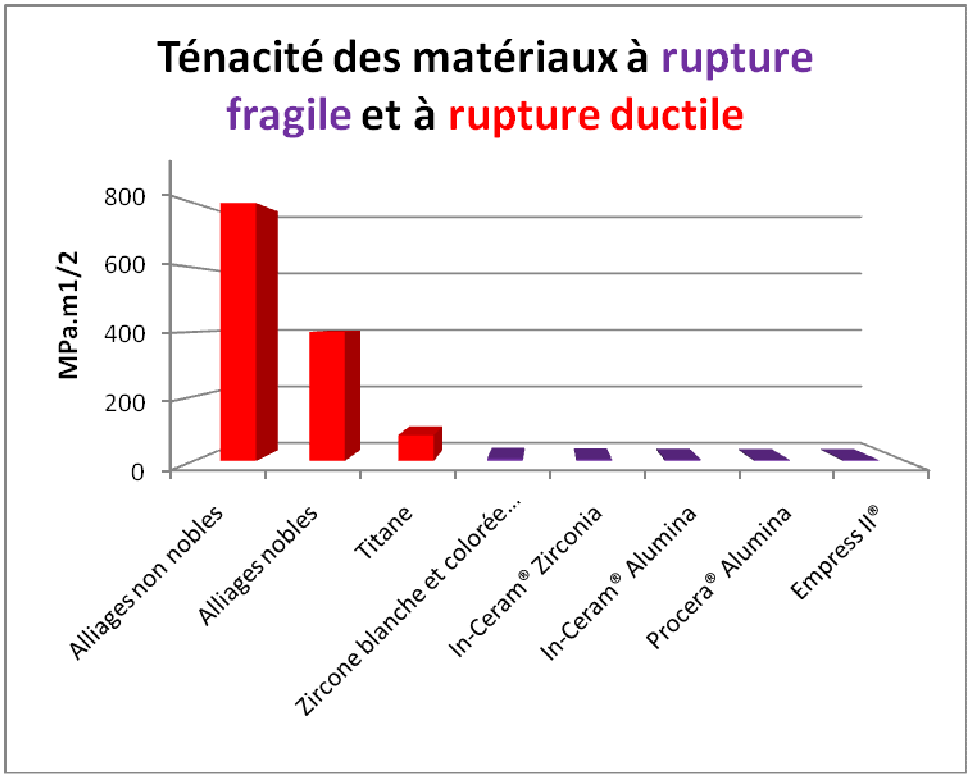


Figure 44.Ténacité de céramiques destinées à la réalisation d'infrastructure.

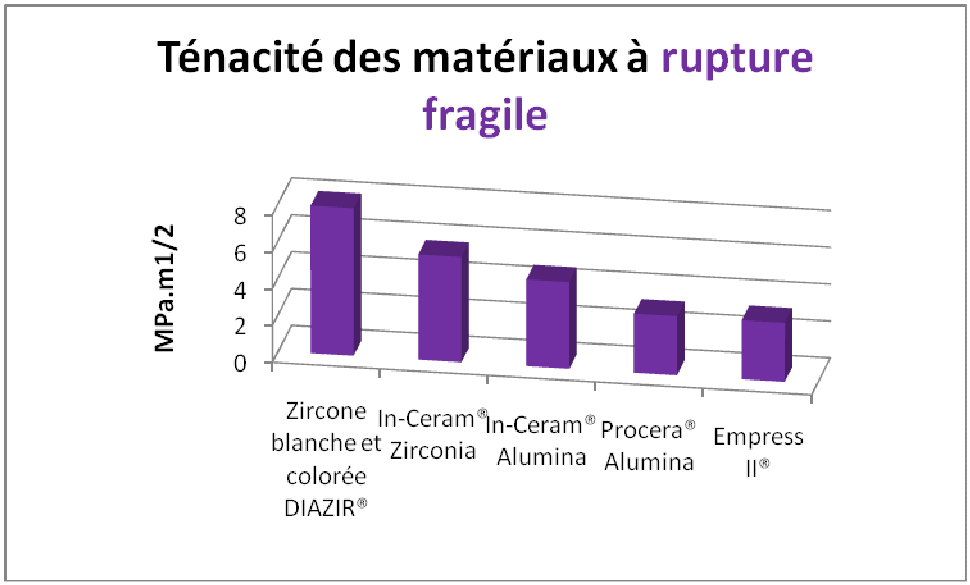


Figure 45. Zoom sur la ténacité des matériaux à rupture fragile, destinés à la réalisation d'infrastructure.

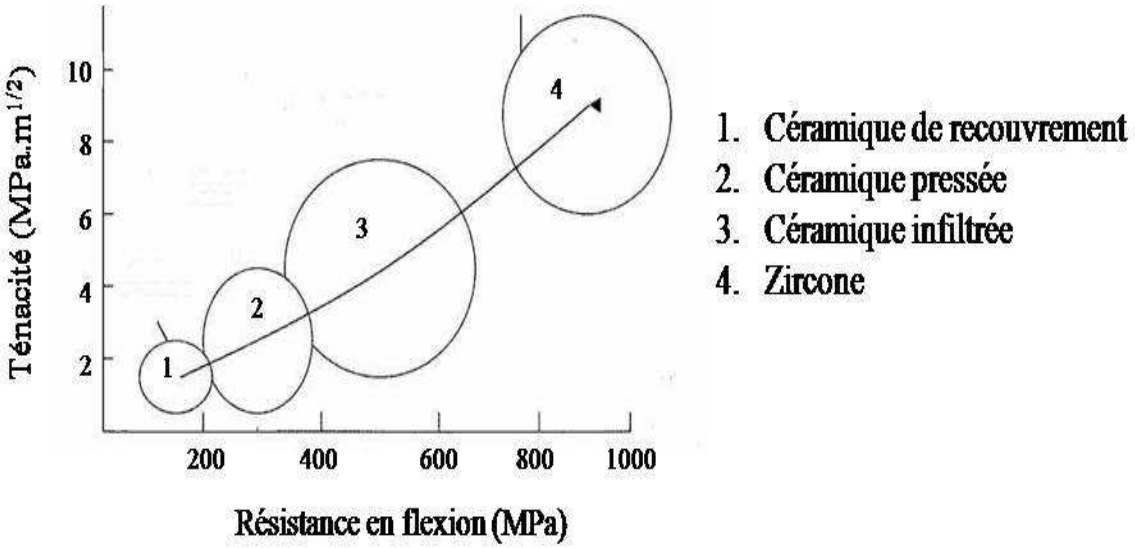


Figure 46. Corrélation entre résistance mécanique en flexion et ténacité pour les différentes familles de matériaux utilisés dans les systèmes «tout céramique ». **(31)**

3.6.3.6. Le processus de « Transformation résistante » de la zircone

Il s'agit du comportement atypique d'augmentation volumique entre deux phases lors du refroidissement qui est exploité pour renforcer la zircone.

En effet, Garvie *et al.* en 1975 **(58)** ont montré que la zircone possède un mécanisme de renforcement par transformation de phase lui permettant de résister à la propagation des fissures.

Nous pouvons le décrire comme suit : la forme tétragonale peut être maintenue stable jusqu'à température ambiante en ajoutant par exemple de l'oxyde d'yttrium. Le matériau est donc constitué, à température ambiante, par des mailles quadratiques au lieu de mailles monocliniques attendues. Lors d'un apport d'énergie, par exemple à la pointe d'une fissure, il y a transformation de la phase tétragonale en phase monoclinique stable thermodynamiquement dans le champ de contrainte qui est en avant de la fissure.

Ce changement de phase s'accompagne d'un accroissement volumique de 3 à 5%. L'augmentation de volume agit positivement contre la propagation de la fissure en la fermant : c'est un **renforcement par durcissement.**
De plus, le changement de phases entraîne une microfissuration de la matrice environnante. C'est ce phénomène qui permet de réduire l'énergie de propagation d'une éventuelle fissure en cours de propagation. Il s'agit là d'un procédé de **renforcement par microfissuration.**

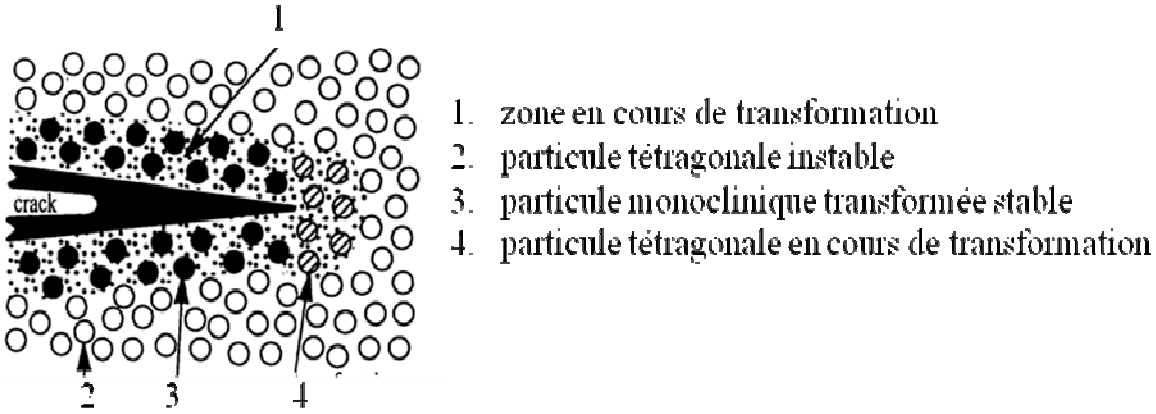


Figure 47. « Représentation du processus de transformation résistante provoqué par une contrainte. L'énergie d'une fissure est dissipée par changement de phase ainsi qu'en surmontant les contraintes de la matrice par modifications de particules. » (59)

Cette propriété de la zircone dite « **Transformation toughening** » ou « Transformation résistante » permet d'obtenir des matériaux extrêmement stables et résistants faisant de la zircone la céramique la plus tenace qui soit.
Pour que ce mécanisme soit le plus performant possible, les conditions suivantes sont requises :
-respect de la composition des matières : 95% ZrO_2 et 5% Y_2O_3% en poids
-granulométrie inférieure à 1 micron, la taille est en générale de 0,5µm.
-très grande pureté des matériaux
-distribution granulométrique serrée

C'est cette structure dense en micro grains et sans défauts qui est à l'origine des propriétés exceptionnelles de la zircone.

3.6.3.7. Granulométrie et homogénéité de la poudre matricielle de 3Y-TZP

Comme nous l'avons déjà évoqué, les propriétés mécaniques de la zircone sont dépendantes de la cristallographie et de la densité des grains.

-au-delà d'un certain seuil de granulométrie, la transformation de la phase tétragonale vers la phase monoclinique est spontanée. Un grand diamètre de grain constitue donc une faiblesse pour la résistance du matériau.

-si les grains sont < 1µm, le pourcentage de transformation est faible et augmentera avec l'application d'un stress. (DOLORES, 2008 **(60)**)

Après frittage, la densité (soit la cohésion entre les grains) et la qualité de résistance à la fracture, permet de réaliser des arrêtes fines et rectilignes sur des pièces prothétiques. Ainsi, on obtiendra un travail de qualité et solide, avec des lignes de finition d'une grande précision.

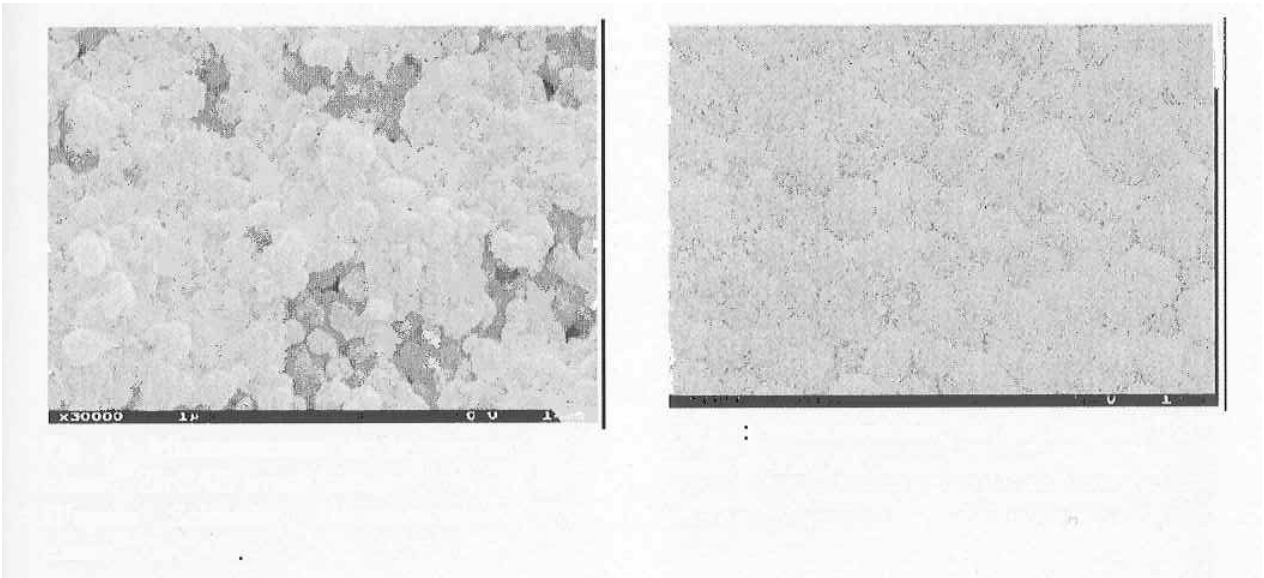


Figure 48. Microstructure de la zircone IPS e.max ZirCAD avant frittage. (ech.1cm pour 0.5 µm)

Figure 49.Microstructure de la zircone IPS e.max ZirCAD après frittage. (ech.1cm pour 0.5 µm)

Si l'on observe la structure d'une alumine de pureté supérieure à 99,9%, dont la taille des cristaux est de 2,4µm **(Figure 50)**, on constate qu'au niveau des zones de faible épaisseur (arrêtes), la cohésion entre les cristaux est faible du fait de leur quantité restreinte.

Par comparaison à même échelle et à épaisseur équivalente, les cristaux de zircone dont la taille est de 0,5µm **(Figure 51)** sont en nombre plus important d'où une meilleure cohésion.

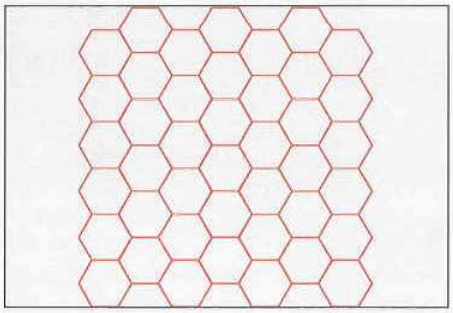


Figure 50. Modélisation de la structure de l'alumine. Cristaux de 2,4µm

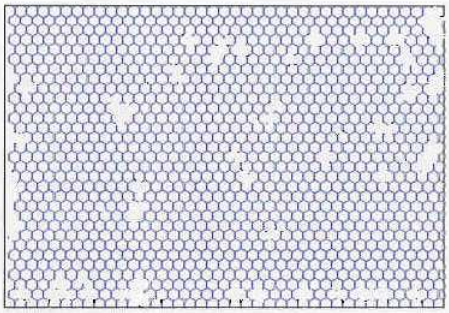


Figure 51. Modélisation de la structure de la zircone. Cristaux de 0,5µm

Les propriétés mécaniques de 3Y-TZP sont également dépendantes de l'homogénéité de la matrice correspondant au mode d'association des différentes poudres et des conditions de process (mise en œuvre).

Il existe différentes techniques de préparation des poudres :

-synthese par solgel : combinaison à l'échelle atomique et à température ambiante, d'éléments métalliques dans une solution colloïdale aqueuse ou alcoolique, le sol, qui par hydrolyse et polymérisation conduira au gel. Celui-ci sera traité pour éliminer l'eau et les produits organiques, puis chauffé si une cristallisation est souhaitée.
-synthèse par un polymère précurseur
-synthèse par combustion
-traitement hydro thermique
-coprécipitation à partir d'une solution aqueuse métallique.

C'est cette dernière technique de coprécipitation qui est utilisée couramment pour ses performances physiques et chimiques, sa simplicité et son moindre coût.

La synthèse complète de l'élaboration de la poudre de 3Y-TZP sera traitée dans la chapitre de la 1ère partie «4.1. Elaboration du matériau zircone utilisé en prothèse fixée».

La matrice Y-TZP doit donc impérativement être homogène, sans défauts et condensée au maximum pour limiter la propagation de fissures en cas de stress. Interviendra ensuite la transformation quadratique-monoclinique qui retardera la rupture.
Une hétérogénéité de la matrice (non respect des phases, condensation limitée…) entraînera un vieillissement précoce (rôle défavorable de la transformation de phase) depuis la surface vers le centre de la construction, n'assurant pas la pérennité prothétique.

3.6.3.8. Le vieillissement de la zircone Y-TZP : le corollaire à sa métastabilité

Comme nous l'avons annoncé précédemment, l'excellente résistance mécanique de la zircone est due à sa métastabilité c'est-à-dire à sa capacité de transformation de phases. Ce mécanisme de renforcement présente quelques inconvénients. En effet, sous des conditions hydrothermales difficiles (températures de 200 à 300°C, humidité, vieillissement), telles que celles retrouvées in vivo (et majorées pour les prothèses en zircones utilisées en orthopédie), une transformation de phase tétragonale peut apparaître spontanément. Ce phénomène est évolutif de la surface vers l'intérieur, va se propager de grain en grain pour aboutir à un taux de phase monoclinique déficitaire et critique, et à terme fragiliser la céramique mécaniquement moins résistante.
(PUGET, 2005 **(61))**
(BLATZ *et al,* 2004 **(62)**)

De plus, la transformation tétragonale-monoclinique finit par être irréversible. Ainsi, le sablage, les meulages qui constituent des contraintes vont transformer ce matériau. Le vieillissement hydrique produit les mêmes effets, trois fois plus rapidement à 37°C qu'à température ambiante.
(DEJOU, 2009 **(63)**)

Il faut donc considérer deux aspects de la transformation de phase :

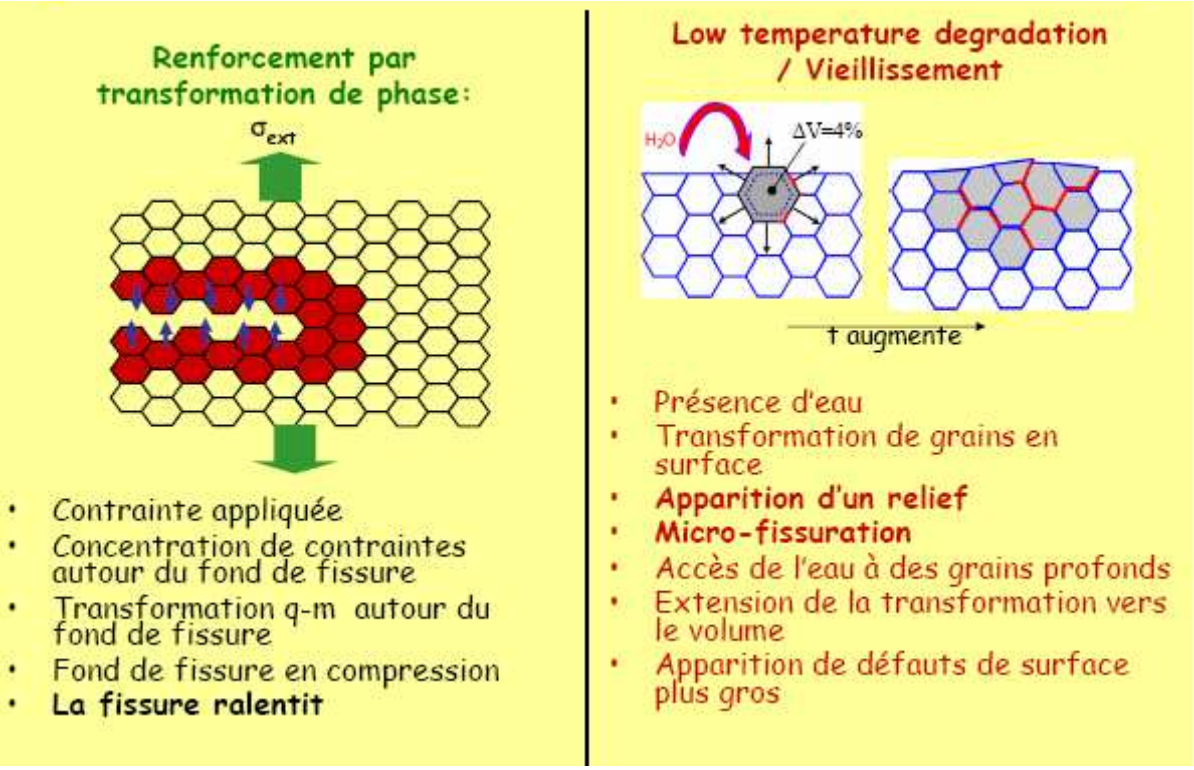


Figure 52. Transformation de phase quadratique-monoclinique dans la zircone : caractéristiques et implications. **(43)**

Les zircones Y-TZP ont été introduites en orthopédie pour résoudre le problème de la fragilité de l'alumine, tout spécialement sa sensibilité à la rupture retardée. L'usage de la zircone a permis de nouvelles géométries de prothèse de petites tailles, impossible à réaliser avec l'alumine.
Mais, après plus de vingt ans d'usage clinique en orthopédie, les résultats de la zircone prêtent à controverse. En effet, la transformation de phase, bénéfique lorsqu'elle reste confinée au voisinage d'une fissure, peut se produire en surface des pièces en zircone au contact d'eau, s'accompagnant alors d'une augmentation de la rugosité et de microfissuration. Cette dégradation progressive est appelée vieillissement « aging » ou dégradation à basse température « Low Temperature Degradation LTD ».
Une série d'analyse de résultats cliniques en 2001, et plus encore des analyses d'explants montrent que le vieillissement est important in vivo, et expliquent pourquoi la zircone est de moins en moins utilisée en orthopédie. Elle est remplacée par des composites alumine-zircone beaucoup moins sensibles au vieillissement.
Pour illustrer ces propos nous rappellerons que fin 2002, la Société Saint Gobain Desmarquest (SGD) a mis fin à son activité médicale (90% du marché de la zircone orthopédique), en conséquence d'une série de 400 ruptures en 2001 de têtes de prothèses de hanche.

(COLLOQUE NATIONAL-MECAMAT, **2009 (64)**)

Elle est en revanche de plus en plus utilisée dans le domaine dentaire où aucun problème lié au vieillissement n'a été signalé. Cela peut être expliqué par **l'utilisation de la zircone en tant qu'infrastructure prothétique** qui **est, par définition, recouverte d'une céramique cosmétique la protégeant de ce vieillissement dû à l'usure fonctionnelle in vivo.**
On peut donc considérer ce vieillissement de surface comme négligeable dans le domaine dentaire, ce qui est loin d'être le cas en orthopédie pour les prothèses uniquement constituées de zircone.

3.7. Propriétés physiques

3.7.1. Coefficient de dilatation thermique (CDT)

Le coefficient de dilatation thermique est caractéristique de l'évolution dimensionnelle d'un échantillon de matériau (à partir de $\mathbf{L_0}$) en fonction de l'élévation de température (au minimum la température de transition vitreuse). La variation de longueur de l'échantillon ($\mathbf{\Delta L}$) entre les températures T_0 et T ($\mathbf{\Delta T}$), en micron, permet de définir un coefficient $\boldsymbol{\alpha}$ sous la forme $10^{-6°}$ C^{-1} ou $10^{-6°}$ K^{-1}.

Le coefficient de dilatation thermique $\boldsymbol{\alpha}$ est donné par la relation suivante :

$$\mathbf{\Delta L = \alpha . L_0 . \Delta T}$$

Généralement, on observe une contraction du matériau quand apparaît la phase stable à plus basse température.
Pour ce qui concerne la zircone, le passage de la phase quadratique stable à haute température à la phase monoclinique s'accompagne d'une dilatation. Mais cette augmentation volumique se produit au dessus des températures de cuisson de la céramique cosmétique, donc ce changement de phase ne modifie pas les accords de CDT entre l'infrastructure zircone et la céramique de recouvrement.

Plus la valeur du coefficient de dilatation thermique est élevée, plus le matériau aura tendance à se dilater lors de la cuisson et à se rétracter lors du refroidissement.
Cela explique combien il est important d'avoir des CDT voisins entre la céramique structurale et la céramique de recouvrement afin d'éviter les fêlures de dilatation. Idéalement, les 2 CDT doivent être similaires avec un coefficient légèrement inférieur pour la céramique de recouvrement par rapport à celui de la céramique d'infrastructure, de manière à ne pas engendrer de fêlure dans la céramique cosmétique lors de son refroidissement. En effet, la céramique cosmétique plus fragile est maintenue en compression où elle est mécaniquement plus résistante qu'en état de tension.

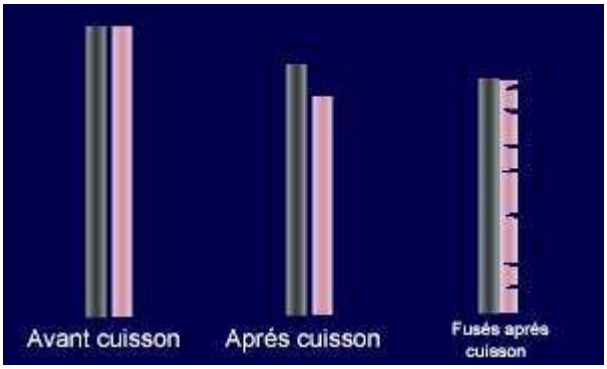
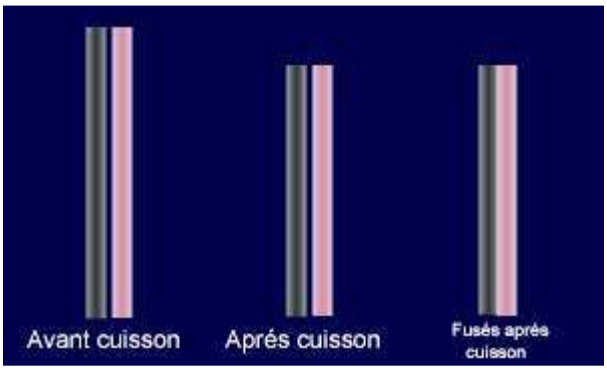
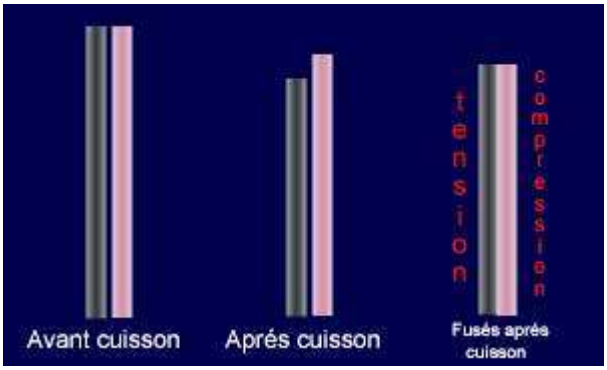
	Si le C.D.T de la céramique cosmétique est supérieur à celui de la céramique d'infrastructure, lors du refroidissement, la 1ère se rétracte davantage. Posons côte à côte deux cylindres de taille identique à une température T. Subissant un même cycle de cuisson, après refroidissement, le cylindre de céramique cosmétique est plus court. Si l'on superpose ces deux cylindres pour les fuser l'un à l'autre (comme pour une couronne tout céramique), après refroidissement, la céramique cosmétique, étant trop courte par rapport à l'infrastructure, est étirée et subit des contraintes de tension. L'infrastructure, pendant ce temps, est soumis à des contraintes de compression. Fragile dans ces conditions, la céramique de recouvrement se fracture instantanément.
	Si les deux C.D.T sont semblables, les deux cylindres soumis au même cycle de cuisson sont toujours de même longueur après leur refroidissement. Fusées l'un à l'autre, après le cycle thermique et refroidis ensemble, aucune contrainte n'est perceptible à leur interface. La céramique cosmétique, restant un matériau fragile, n'offrira que sa résistance intrinsèque aux contraintes externes appliquées, et ne sera pas suffisamment résistante face à l'amplitude des contraintes rencontrées.
	Si le C.D.T de la céramique cométique est inférieur à celui de l'infrastructure, lors de son refroidissement elle se rétracte moins. Posons côte à côte deux cylindres identiques, à une température T. Subissant ensemble le même cycle thermique, après refroidissement, le cylindre de céramique cométique est plus long. Superposés, ces deux cylindres fusent l'un à l'autre pendant la cuisson. Après le refroidissement, la céramique cosmétique demeurant plus longue par rapport à l'infrastructure, est comprimée et subit des contraintes compressives. Dans ces conditions, la céramique acquiert une résistance beaucoup plus élevée et résiste à des forces externes appliquées dix fois plus importantes

Figure 53. Rapport entre les Coefficients de Dilatation Thermique des céramiques cosmétiques et des céramiques d'infrastructure :

La zircone est dite **réfractaire** (c'est-à-dire résistance à de très hautes températures) et son **coefficient de dilatation thermique est relativement bas** pour une céramique :

CDT =10.10 $^{-6}$ C $^{-1}$ entre 25 et 500°C.
C'est pourquoi il est important de respecter les proportions de chacune des phases monoclinique et quadratique de la zircone Y-TZP. En effet, le CDT d'une structure monoclinique est de 6,5.10 $^{-6}$ C $^{-1}$ alors que celui d'une structure quadratique est de 10,5.10 $^{-6}$ C $^{-1}$. Au final, toutes ces armatures en zircone réalisées par différents procédés présentent toujours des coefficients supérieurs à 10.10 $^{-6}$ C $^{-1}$.
Pour que le CDT de la céramique cosmétique soit en accord avec l'infrastructure en zircone, il est donc nécessaire d'avoir une majorité de mailles quadratiques. Tout cela sans compter les atouts mécaniques que nous avons décrits précédemment.

Comparaison des CDT :

Matériaux divers :

Verre (moyenne) : 0,9.10^{-6} (de 0 à 300°C)
Quartz : 0,5.10^{-6} (de 0 à 300°C)
Porcelaine : 4.10^{-6} (de 0 à 300°C)
Céramique haute fusion : 7 à 8.10^{-6} (de 0 à 300°C)
Alliages : 14 à 15.10^{-6} (de 0 à 300°C)
Leucite : 25.10^{-6} (de 0 à 300°C)
Rislan ® : 150.10^{-6} (de 0 à 300°C) Il s'agit du nom commercial du polyamide 11, fabriqué par la société Arkema à Serquigny dans l'Eure. La rivière qui y passe, la Risle, lui a donné son nom.

Céramiques d'infrastructure :

Disilicate de lithium : 9-10,5.10 $^{-6}$ C $^{-1}$
Vitrocéramique renforcée en leucite : 11,6-17.10 $^{-6}$ C $^{-1}$
3Y-TZP : 11.10 $^{-6}$ C $^{-1}$
Alumine : 7,5-8,5.10 $^{-6}$ C $^{-1}$
Titane : 9.10 $^{-6}$ C $^{-1}$

Céramiques de recouvrement des infrastructures céramiques:

Vitrocéramique à base de fluoro-apatite : 9-10.10 $^{-6}$ C $^{-1}$
Vitrocéramique à base de leucite : 11,6-14,7.10 $^{-6}$ C $^{-1}$
Verre ou vitrocéramique destinée à la zircone : 9-10.10 $^{-6}$ C $^{-1}$

Céramiques de recouvrement des infrastructures céramiques:

Vitrocéramiques : 13-14.10 $^{-6}$ C $^{-1}$

(PERELMUTER *et al,* 2005 **(31)**)

3.7.2. Conductivité thermique

Réfractaire, la zircone est **de faible conductivité thermique**, c'est-à-dire qu'il y a peu de transmission de chaleur. Cela permet la réalisation dans diverses activités de couples céramique/alliages métalliques possédant de bonnes propriétés thermiques et mécaniques.
De même, les propriétés thermiques intrinsèques de la zircone font de ce matériau un candidat très intéressant pour la réalisation de divers dispositifs, par exemple des barrières thermiques.

Concernant la réalisation d'infrastructure prothétique, cette faible conductivité thermique de la zircone est un atout comparativement aux alliages thermoconducteurs.
La zircone est un excellent isolant thermique vis-à-vis de la pulpe et de la dentine.

Conductivité thermique (CT) en $W.m^{-1}.K^{-1}$ à 20°C :

3Y-TZP: 1,9 à 25°C
Titane: 22
Alumine: 30
Nickel: 90,7
Chrome: 93,7
Aluminium: 240
Or: 317
Cuivre: 400
Argent: 429

(Wikiversité. Métallurgie générale, les métaux. 2009 **(65)**)

3.7.3. Température de cuisson et points de fusion

D'après l'ISO 6872 (et NF S91-221) **(66)**, les porcelaines peuvent être classées en fonction de leur température de fusion, i.e. en fonction des températures auxquelles elles sont soumises afin de donner un produit satisfaisant en ce qui concerne leurs propriétés physiques et leurs qualités esthétiques.

Haute fusion : 1400°C
Moyenne fusion : 1050°C
Basse fusion : 750-800°C (céramiques cosmétiques)

Cette classification correspond donc en réalité aux températures de cuisson liées à la composition de la céramique, et particulièrement à une température de transition vitreuse.

La température de cuisson correspond au degré auquel le prothésiste doit cuire la céramique afin de la densifier pour éliminer toute porosité néfaste aux propriétés mécaniques et esthétiques de la reconstruction.
Cette température de cuisson fluctue selon la proportion de chacun des composants et notamment selon qu'il s'agit d'une céramique d'infrastructure ou d'une céramique de recouvrement: c'est la phase vitreuse feldspathique qui joue le rôle déterminant dans la cuisson en servant de matrice aux autres éléments. Cette réaction est connue sous le nom de réaction pyrochimique. Cela dans le cas des céramiques biphasées.

*650 à 900°C pour les céramiques de recouvrement (vitrocéramiques ou céramiques basse fusion)

*900 à 1400°C pour les céramiques d'infrastructure (900°C pour le disilicate de lithium (Empress®) et >1400°C pour une zircone frittée industriellement).

*Nous rappellerons que le changement de phase de la zircone Y-TZP se fait à 1170°C et à 950°C lors du refroidissement. Ce qui explique qu'il n'y a pas d'incidence sur les qualités mécaniques de l'infrastructure en zircone lors de la cuisson de la céramique cosmétique.

Pour information sur la zircone :

Fusion de la zircone : 2715°C

Vaporisation de la zircone : 4300 ou 5000°C.

En ce qui concerne l'yttrium présent dans la zircone Y-TZP, son point de fusion est de 1500°C et son point d'ébullition de 3336°C.

3.7.4. Mouillabilité

Comme pour l'alumine, la mouillabilité de la zircone s'explique par le caractère hautement ionique de ces matériaux. Lorsque le caractère ionique de la surface s'accroît, la mouillabilité augmente.

La zircone est un matériau hydrophile, ce qui permet une attirance importante des tissus gingivaux environnants.

D'un point de vue clinique, l'intégration prothétique est stable dans le temps avec une jonction céramique/dent esthétique qui n'obligent pas à préparer les piliers avec des limites sous gingivales.

On ne verra jamais apparaître de liseré disgracieux comme sur une reconstruction céramo-métallique.

3.7.5. Etat de surface

L'état de surface est un paramètre important dans le vieillissement du matériau.

Les normes ISO concernant l'état de surface sont les mêmes en orthopédie : l'usure dépend de la rugosité de la surface du matériau.

Cette rugosité est habituellement exprimée en Ra (écart moyen entre les creux et les pics par rapport à la ligne médiane). La norme impose Ra<0,03µm mais, actuellement, avec les performances industrielles, le Ra se situe entre 0,002 et 0,003 µm.

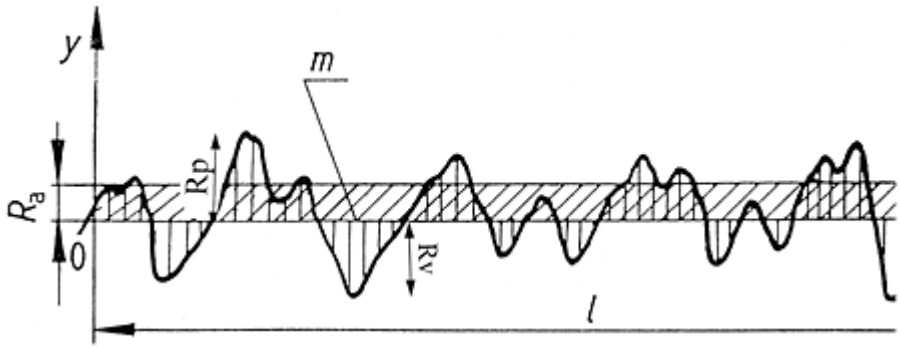


Figure 54. Rugosité de surface avec **(67)**

Ra : écart moyen arythmétique du profil
Rp : hauteur de saillie maximale
RvO : profondeur de creux maximale

La surface du matériau est la zone d'initiation et de développement des micro-fissures, donc des changements de phase quadratique-monoclinique.
Le phénomène de transformation de phase se situe préférentiellement autour des rayures et des zones avec des contraintes résiduelles de traction. D'où la nécessité d'avoir un état de surface de rugosité quasi nulle.

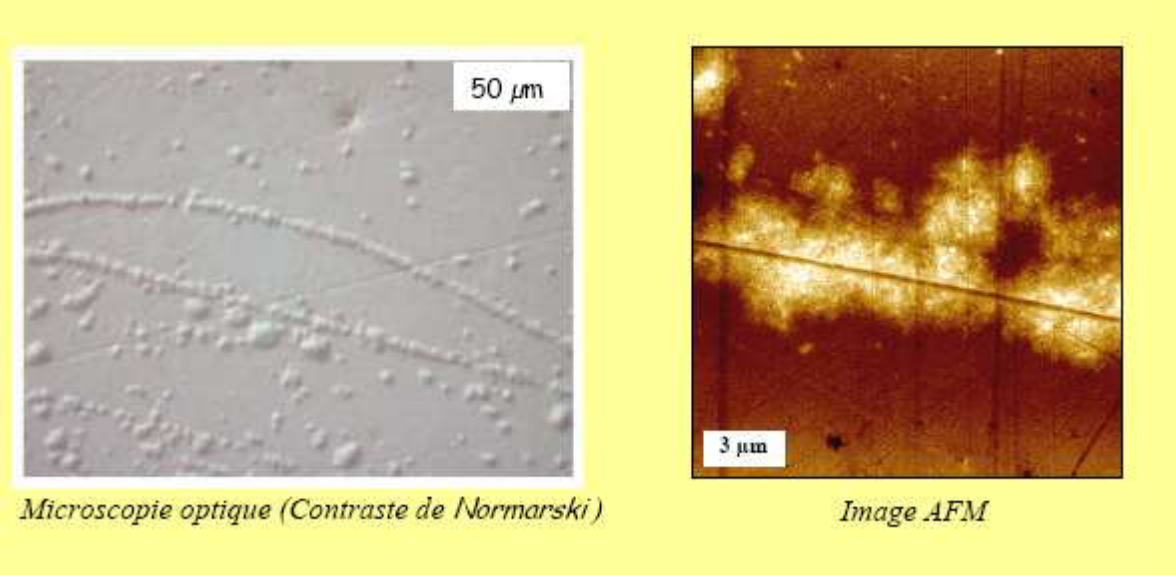


Figure 55. Transformation de phase quadratique-monoclinique dans la zircone : caractéristiques et implications. **(43)**

Etant donné que la zircone n'est pas directement exposée en bouche, son état de surface est relatif, et c'est de celui de la céramique de recouvrement qu'il importe.
La dernière étape de glaçage de cette céramique cosmétique est ainsi primordiale quand au vieillissement de la prothèse, mais des retouches occlusales ou une rupture du cosmétique peuvent être un facteur d'exposition de la zircone.

3.7.6. Comportement envers les dents antagonistes : dureté et pouvoir abrasif

*Du fait de la granulométrie fine de la zircone et de l'état de condensation, **la zircone est peu abrasive.**
Etant donné qu'elle constitue le matériau de l'armature, il est surtout important de se concentrer sur le pouvoir abrasif de la céramique cosmétique qui sera en contact avec le milieu buccal.

En effet, les céramiques présentent un potentiel d'abrasivité vis-à-vis de l'émail. Monastk et Taylor, 1971**,(68)** constatent qu'une céramique glacée est moins traumatogène pour la denture antagoniste qu'une dent naturelle, une céramique polie manuellement l'est davantage, et rugueuse elle devient dangereuse. Le potentiel abrasif d'une céramique dépend de son état de surface et du manque d'homogénéité de sa microstructure.

*La dureté de surface d'un matériau est généralement définie par sa résistance à l'empreinte laissée par un indenteur dans la céramique. Il existe 4 essais de dureté, et quelque soit celui utilisé, plus l'indice de dureté est grand, plus la surface est dure. L'essai Vickers, qui utilise un diamant pyramidal à base carrée est le plus employé pour les matériaux fragiles et permet d'établir la valeur de dureté des céramiques en Hv.

Si l'on prend comme référence la dureté de l'émail humain (340 Hv) on constate que la dureté des céramiques feldspathiques (460 Hv) est nettement supérieure, et encore beaucoup plus importante pour les céramiques cristallines, atteignant 1000 à 1300 Hv pour la zircone.

La dureté élevée des céramiques explique leur utilisation comme outil de coupes ou abrasifs.
De même, les céramiques doivent être usinées par des outils diamantées avec une vitesse de rotation réduite et un arrosage abondant.

(Journées spécialisées sur les réfractaires. Polytech'Orléans.2004 **(69)**)

3.7.7. Liaisons céramo-céramiques

Par comparaison avec la zircone et une céramique cosmétique, nous rappellerons tout d'abord les types de liaisons qu'il existe entre une infrastructure métallique et la céramique de recouvrement.

Liaisons céramo-métalliques :

Quatre mécanismes on été décrit pour expliquer la liaison entre la céramique et l'armature métallique :

-**Les forces compressives** (68%) : Elles sont dues à une différence entre les coefficients de dilatation thermiques de la chape et de la céramique sus-jacente. Ce dernier étant légèrement inférieur au premier.
Cet écart plaque la céramique sur la chape lors du refroidissement après la cuisson de la céramique.

-**Les liaisons chimiques** (25%): il s'agit d'une liaison métallique essentiellement, ainsi que de liaisons ionique et covalente.

L'oxydation métallique : l'existence d'une couche d'oxyde à la surface du métal est d'autant plus importante si la cuisson de la céramique est réalisée en atmosphère oxydante.

Cette **théorie de diffusion** avance l'idée d'une diffucion d'ions métalliques à travers l'interface. Des éléments comme l'indium, l'étain et le fer dans les alliages précieux, et le nickel et le chrome dans les alliages non précieux de nickel diffusent dans la céramique lors de la cuisson.
(MOUNT G.J, HUME W.R., 2002 **(70)**)
La séparation nette de la céramique avec son infrastructure indique à l'évidence une rupture de liaison due à la contamination de l'armature ou à une couche d'oxyde trop épaisse.

La liaison covalente correspond à un atome d'hydrogène uni à un atome électronégatif avec une énergie de liaison de l'ordre de 200kJ.mol^{-1}.

La liaison ionique, un coup de foudre durable. Les charges électriques de nature opposée s'attirent avec une énergie de 40kJ.mol^{-1}.

-**Les liaisons mécaniques** (7%) aussi appelées **micro clavetage**. Elles sont liées à la conception de l'armature et à l'imbrication de la céramique avec les micro rétentions de surface de l'infrastructure métallique. Cette surface doit être préparée avec des pointes montées, des disques, et un sablage pour permettre une meilleure liaison avec la céramique.

-**Les forces intermoléculaires de Van der Waals** ou « les contraires s'attirent…mais les semblables se repoussent ». Il s'agit de liaisons secondaires de nature physique. Elles consistent en une attraction minime entre dipôles : lorsque 2 atomes sont à courte distance l'un de l'autre, le noyau de l'un est attiré par les électrons de l'autre, et réciproquement, jusqu'au point où les 2 noyaux se repoussent, ainsi que les 2 nuages électroniques. L'énergie de cette liaison est 40 fois plus faible que celle d'une liaison covalente.

(MOUSSARD C, 2002 **(71)**)

Liaisons entre la céramique cosmétique et la zircone :

Les explications de la littérature donnent peu d'information sur la qualité de la liaison céramique cosmétique/zircone, mais il en ressort globalement qu'elle est plus faible que celle céramo-métallique.

L'adhérence de la céramique sur la chape reste un problème critique, elle peut être très bonne, mais quand l'interface zircone-céramique est défectueuse, elle sera la cause majeure d'échecs.

Les deux matériaux semblent de loin similaires, mais ne sont physiquement pas comparables (céramique cosmétique vitreuse biphasée et zircone à 1% de phase vitreuse…). De ce fait la zircone change le protocole de travail habituel, et avant d'appliquer la céramique sur la zircone, il faut s'assurer d'un état de surface des plus favorables.(FOUQUIER , 2008 **(72)**)

-Des **liaisons covalentes ou ioniques** entres les atomes assurent d'excellentes propriétés mécaniques et chimiques.

-Une **rétention micromécanique** importante s'explique par un sablage de l'infrastructure en zircone à 50 microns sous 2 bars suivi d'un passage des surfaces à la vapeur.

La préparation des surfaces de l'infrastructure doit donner une rugosité suffisante pour augmenter la surface de contact avec celle de la masse apportée qui ainsi pourra être plus importante. Attention cependant aux aspérités trop prononcées qui donnent des gorges trop profondes, inaccessibles au fluage et qui emprisonnent des gaz, de l'air, des impuretés pouvant évoluer, polluer ou transiter dans les masses au fil des cuissons successives.

De plus ces aspérités trop profondes empêchent le contact au fond de ces zones réduisant la surface d'accroche et fragilisant la liaison.

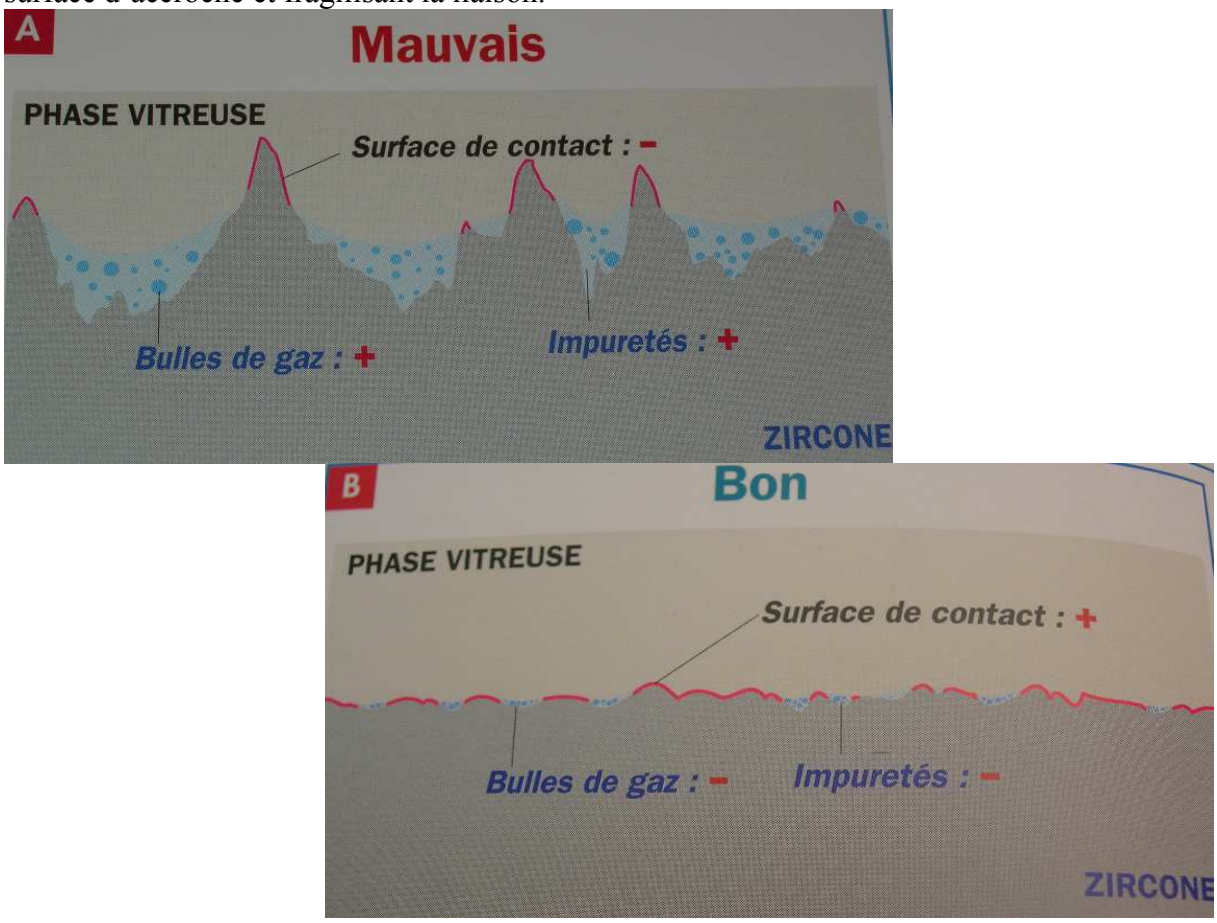


Figure 56. Préparations des surfaces d'accroche. **(72)**

-Les **forces compressives** engendrées par la pression et la fusion des surfaces entre elles sont associées au différentiel des coefficients de dilatation thermique des deux structures.

-Les **liaisons secondaires**, physiques (forces de Van der Waals) interviennent également dans ce couple céramo-céramique.

-La **qualité de la liaison** entre la zircone et la céramique cosmétique est fortement dépendante de la **forme géométrique de l'infrastructure en zircone**. Les caractéristiques requises de celle-ci seront développées dans la 2nde partie.

(Dubois Du Nilac D, 2009 **(73)**)

3.8. Propriétés optiques

L'arrivée en odontologie des procédés céramo-céramiques est liée à une demande esthétique de plus en plus croissante.
En ce qui concerne les couronnes céramo-métalliques, le rôle de la céramique est de masquer l'armature métallique avec une céramique opaque, à son tour recouverte d'une céramique cosmétique dans le but d'un résultat esthétique le plus naturel possible.

Les procédés céramo-céramiques ont aussi pour finalité de créer l'illusion de la dent naturelle grâce à une infrastructure en céramique. Selon l'âge et le vécu de la dent, les caractères de translucidité, d'opacité, et d'état de surface seront aussi plus ou moins marqués. L'infrastructure en zircone Y-TZP, quelque soit le protocole d'usinage/frittage utilisé, permet comme l'infrastructure métallique, de masquer un pilier dentaire tout en véhiculant la lumière pour créer cette illusion du vrai. (BIENFAIT *et al,* 2009 **(53)**)

3.8.1. Couleur de la zircone

En 1909 Albert H. Munsell établit un nuancier pour classer les couleurs en fonction des teintes, des valeurs (luminosité) et chroma (saturation).

Il s'agit d'un système tridimensionnel nommé ITS (Intensité, Teinte, Saturation) ou IHS en anglais (Intensity, Hue, Saturation).

Cette représentation est un volume dont l'axe vertical porte la luminosité (de 0 pour le noir à 10 pour le blanc), la distance à cet axe la saturation (de 0 à 100%), et l'angle horizontal avec une couleur d'origine, le changement de teinte (de 0 à 360°).

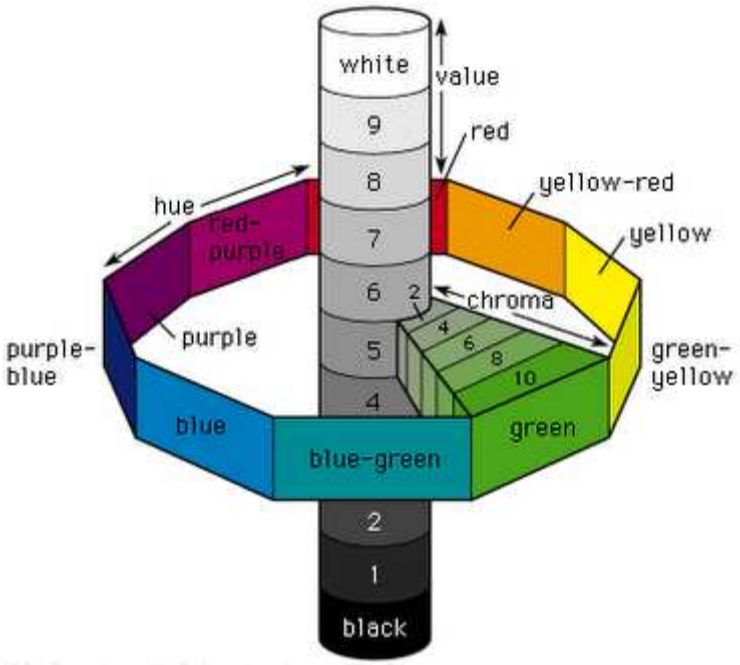


Figure 57. Le système de Munsell. (74)

***la teinte** : c'est la qualité qui distingue une famille de couleurs d'une autre. Elle est dépendante de la longueur d'onde de la lumière réfléchie par un objet. Elle est directement liée au type de pigment présent : rouge, vert, bleu.
***la saturation** : c'est la quantité de pigments contenue dans la teinte. Elle représente la nuance.
***la luminosité** : c'est la quantité de blanc contenue dans la couleur et renvoyée par la dent. Il s'agit de la réflexion lumineuse déterminant le caractère plus ou moins sombre d'une couleur. Le noir a une luminosité nulle et le blanc la luminosité maximale.
Elle ne peut être appréciée que dans le noir et blanc ; pour cela le praticien doit utiliser un éclairage spécifique donnant une lumière du jour constante.

La couleur naturelle de la zircone varie du blanc à l'ivoire en fonction des degrés de densification ou des méthodes d'élaboration. Elle peut toutefois être colorée ; certains fabricants offrent une palette de 3 à 9 couleurs.

Il existe essentiellement deux types de zircone colorée disponibles et un 3ème type moins fréquent: les armatures en zircone blanche, en zircone colorée-imprégnée, ou celles infiltrées.

3.8.1.1 Les armatures en zircone blanche

Des blocs de zircone préfrittée blancs sont usinés pour réaliser la prothèse puis infiltrés par une solution aqueuse colorante. La structure non totalement densifiée de la zircone est trempée quelques minutes dans le mélange de coloration contenant différents ratios de dopants qui sont des sels de métaux solubles :

-oxyde de fer : ocre-rouge,
-oxyde de bismuth : blanc au jaune-vert,
-oxyde de cérium : blanc-argenté,
-oxyde d'erbium : rose,
-oxyde d'yttrium, oxyde de praséodyme : jaune-vert,
-oxyde de zinc : blanc.

Puis, après absorption des excès et séchage, la zircone est cuite jusqu'à densification maximale. La teinte se développe ainsi pendant le stade final de frittage.

Les premières armatures sont historiquement blanches, d'un blanc éclatant opalescent ! Magnifique pour réaliser naturellement du A1 A2 (ou même A0), leur finition cervicale est cependant ingérable. En effet, l'opalescence très marquée et la forte réflexion lumineuse qui en résulte donne une haute valeur de luminosité qui est transmise au travers des couches de céramiques cosmétiques, même épaisses.
(FOUQUIER, 2009 **(75)**)

3.8.1.2. Les armatures en zircone colorée-imprégnée, monochromatique

Il s'agit de blocs de zircone précolorée en usine puis travaillés secondairement sur un système CFAO.
Dans ce cas, des agents de coloration sont ajoutés dans la poudre lors du processus de fabrication, et ce, sans altérer la performance mécanique du matériau. Ces chapes colorées proposent ainsi une gamme plus variée et foncées, et enfin une limite cervicale qui peut rester nue et polie (c'est-à-dire sans recouvrement de céramique cosmétique mais avec les risques de vieillissement que l'on a évoqués précédemment), encourageant un excellent comportement de reconquête de la gencive.
Cet aspect de couleur monochromatique (pas de dégradé selon les zones de la dent) donne souvent, sur les faibles épaisseurs de cosmétique, une lumière émise manquant de nuances et atténuant en bouche l'intensité et les contrastes « dentine-incisal-cervical ». Cela est dû à la lumière fluorescente naturelle de la zircone qui ressort lorsqu'elle n'est que très peu recouverte par la céramique cosmétique.
De plus cette coloration de base semble instable au fil des cuissons.

Economiquement, ce système a un coût de production relativement important.

3.8.1.3. Les armatures en zircone différenciée et infiltrée

Technique moins fréquente, pour des raisons de systèmes de fabrication, elle est très efficace pour anticiper un résultat final plus aisé à obtenir. La coloration est personnalisée au laboratoire par une réalisation au pinceau. Il s'agit donc d'une coloration de surface localisée et non plus d'un trempage ou d'une immersion.

Les faibles épaisseurs de céramiques cosmétiques sont moins problématiques, et le design de l'armature participe directement aux contrastes et à la « vie » de la céramique.

(Sans détailler le concept suivant, c'est ce principe qui permet d'élaborer à présent des éléments et bridges de type **« Prettau »**. Il s'agit d'une zircone translucide servant à l'élaboration de constructions 100% zircone sans cosmétique par maquillage ou avec juste un glaçage céramique. Sa translucidité lui fait perdre une légère partie de sa solidité qui est largement compensée par des épaisseurs et sections nettement plus importantes renforçant la solidité des pièces. On avait le Tout Céramique, maintenant le Tout Zircone.)

3.8.2. Rôle de la lumière et état de translucidité

***La lumière :**

La lumière joue un rôle prépondérant dans le rendu esthétique. On distinguera trois types de corps (dans ce cas, d'une céramique) en fonction de leur comportement vis à vis de la lumière :
Un corps transparent laisse passer la lumière. Le corps translucide la laisse passer et la disperse. La lumière ne passe pas dans un corps opaque.

***Transmission lumineuse :**

Le dioxyde de zirconium à l'apparence d'un cristal blanc.

Son indice optique ou indice de réfraction est de 2.2 ; pour comparaison, il est de 2.4 pour le diamant et de 1.5 pour le quartz.

Sur une surface brillante, on note une réflexion spectaculaire de surface des rayons incidents. La lumière est totalement réfléchie dans une seule direction. C'est l'effet « miroir », mais qui n'est jamais l'état naturel d'un émail.
A l'inverse, sur une surface mâte, on parle de réfraction diffuse de surface et de profondeur. C'est l'effet de « halo ».
Lors de la confection d'une prothèse, s'il y a une erreur sur la couleur de base, l'état de surface travaillé permettra de camoufler le défaut dans une certaine mesure.

***Transparence et opacité :**

L'opacité est donc une notion déterminante dans le résultat visuel prothétique.
Elle correspond au rapport de l'intensité lumineuse réfléchie sur l'intensité lumineuse réfléchie et transmise.

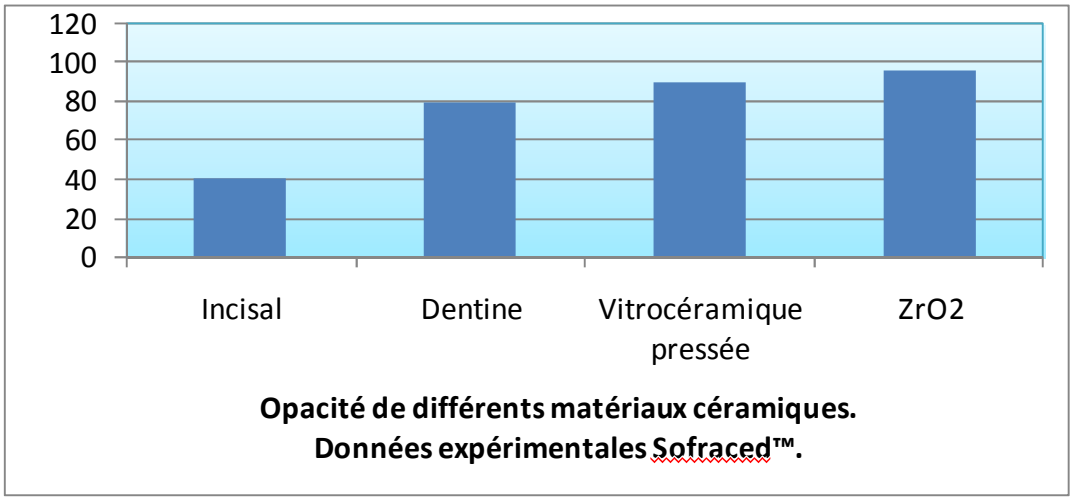


Figure 58. Opacités des matériaux

Opacité et transparence déterminent l'état de translucidité d'un corps, qu'il s'agisse d'une dent naturelle ou d'une céramique. Ce sont les particules d'opalisant qui vont agir sur la dispersion de la lumière, en fonction de la granulométrie des particules, la quantité, la composition, l'indice de réfraction. Plus la dispersion est importante, plus le matériau parait opaque, et à l'inverse, le matériau est plus translucide, voire plus transparent.
En ce qui concerne les dents naturelles, la translucidité est la plus grande dans l'émail : 70%, puis 40% pour la dentine, et le cément est le plus opaque. C'est ainsi dans le tiers incisal (où la dentine est quasiment inexistante) que l'on remarque le mieux la translucidité. Elle diminue avec l'âge par l'usure et les modifications de structure des constituants de la dent.
L'état de surface possède une grande influence sur la translucidité d'un corps : plus la surface est lisse, plus le corps est translucide.

La translucidité de la zircone est très bonne et permet de véhiculer la lumière.
(HEFFERNAN *et al,* 2002 **(76)**)

L'épaisseur de l'armature en zircone influence l'opacité du matériau. Lorsque l'épaisseur du matériau augmente de 0.5 à 1.5mm, l'opacité passe de 65 à 85%. Un bridge présente ainsi une transmission lumineuse inférieure au niveau de la travée à cause de l'épaisseur de l'infrastructure comparativement à celle des dents piliers qui est plus mince. Cette différente sera plus marquée lorsque la couleur est plus foncée (A4,B4) et requiert un ajustement de la part du prothésiste afin d'harmoniser les éléments de la prothèse : moyens d'ancrage et intermédiaires.

Une préparation insuffisante produira aussi une restauration plus opaque en raison du manque d'épaisseur de la céramique cosmétique sur l'infrastructure en zircone. Cette particularité est souvent rencontrée au 1/3 gingival des restaurations et leur donne un aspect plus lumineux. Les systèmes céramo-céramiques qui offrent une infrastructure entièrement colorée sont moins affectés par ce problème. (BOUDRIAS, 2005 **(77)**)

***Opalescence :**

L'opalescence vient du nom « Opale » (nacre) qui présente un reflet spécial irisé.
Il s'agit en effet de la propriété optique d'un matériau transparent ou translucide qui lui donne un aspect ou une couleur laiteuse, avec des reflets irisés rappelant ceux de l'opale.

L'opalescence est une caractéristique de l'émail due à ses cristaux d'hydroxy-apatite réfléchissant beaucoup plus intensément les ondes courtes de la lumière visible que les ondes longues. Cet effet est remarquable par un reflet gris-bleu sur les bords de l'émail.
Pour recréer ce phénomène dans la céramique, il importe que l'écart entre les coefficients de réfraction de la matrice et des microparticules en suspension soit aussi grand que possible pour favoriser une réflexion importante des ondes courtes.
La zircone ne possédant pas de matrice vitreuse, l'opalescence n'existe pas et doit donc être impérativement réalisée par la céramique de recouvrement pour créer l'illusion.
Il est par conséquent impératif que le bord libre soit uniquement réalisé en céramique feldspathique pour avoir un effet d'opalescence et de lumière transmise.

***Fluorescence :**

Il s'agit d'une propriété qu'à la dentine. La présence de pigments particuliers vont absorber les énergies issues de tous types de lumière et les renvoyer sous forme de radiations visibles de plus grande longueur d'onde : du blanc intense au bleu léger.
Ce phénomène est particulièrement visible sous les rayons ultraviolets invisibles (effet « boîte de nuit… »).
C'est dans le tiers cervical, là où la dentine est la plus épaisse et la saturation maximale, que la fluorescence est la plus intense. Le vieillissement de la dentine dû à son hyper minéralisation lui fait perdre son caractère fluorescent avec les années.

***Propriétés optiques et choix prothétique :**

Les propriétés optiques sont donc déterminantes pour le choix de l'infrastructure prothétique. Le recours à une certaine céramique cosmétique et à sa translucidité doit aussi être adapté au type de support dentaire (opaque en cas de dyschromie ou de reconstitution corono-radiculaire ou implantaire métallique), de même que la couleur qui doit se confondre avec les dents adjacentes.
S'il est fréquent d'avoir recours à des reconstitutions céramo-métalliques, le choix dans les différentes gammes de céramiques et d'infrastructure doit être bien raisonné. En effet, l'utilisation des infrastructures non métalliques extrêmement résistantes ne résout pas pour autant les problèmes de circulation de la lumière : clé de la réussite pour créer le naturel.

Ainsi, **aux trois dimensions de la couleur s'oppose** une « antidimension » : **l'opacité**, totalement dépendante de la densité élevée des matériaux utilisés.
On arrive alors au paradoxe de l'esthétique et de la solidité : dans une céramique biphasée, la phase vitreuse entourant la phase cristalline permet la circulation de la lumière mais constitue aussi le lieu d'initiation des fractures…..et inversement pour les reconstitutions avec armatures en céramique cristalline : la résistance mécanique et les progrès esthétiques sont indéniables mais l'opacité (prédominance de la phase cristalline) des armatures zircone est un point négatif quant à leur utilisation en secteur antérieur.

La densité de la zircone en fait donc un matériau très opaque (malgré sa translucidité relative…), comparable au métal. Cela peut être un avantage lorsque l'on cherche à recouvrir une dyschromie, ou une base métallique. Il est fortement conseillé de sélectionner la couleur de la zircone utilisée. En revanche, si la translucidité est recherchée en priorité, se tourner vers d'autres matériaux céramiques contenant une phase vitreuse, comme les bases alumines ou disilicate de lithium surtout, peut être une bonne alternative.

3.9. Comportement radiographique

Radio-opacité :

La radio opacité de la zircone peut permettre de contrôler radiographiquement la bonne adaptation marginale de l'armature, notamment quand la préparation est intrasulculaire.

Inertie dans les champs radiographique :

En ce qui concerne les techniques d'investigation modernes de radiographie telles le scanner ou l'IRM, on note une inertie complète de la zircone : elle n'interfère pas dans les coupes radiologiques, à l'inverse des structures métalliques entraînant des flashs.

3.10. Propriétés biochimiques

3.10.1. Solubilité de la zircone

La mesure de solubilité chimique permet de caractériser la faculté d'un matériau à résister à l'attaque chimique d'un milieu liquide censé simuler l'agressivité du milieu buccal. D'après les normes ISO 6872, 9693, et un test mettant en contact un échantillon de céramique pendant 16 heures avec une solution d'acide acétique à 4% (V/V) dans l'eau, on recueille la perte de masse exprimée en $\mu g/cm^2$.
Cette perte varie selon les céramiques :

*Céramiques polycristallines d'infrastructure :

≤20 pour ZrO2
≤200 pour Al2O2
≤1150 pour les céramiques infiltrées (type In Ceram®)

*Céramiques d'infrastructure ou de recouvrement :

10 à 50 pour les vitrocéramiques renforcées en disilicate de lithium
10 à 70 pour les vitrocéramiques renforcées à la leucite
*Céramiques exclusivement cosmétique :

10 à 50µg/cm^2

On peut donc dire que la zircone est un matériau chimiquement inerte dans les milieux agressifs. Cela est dû à l'absence de verre et à sa microstructure polycristalline dense la rendant peu vulnérable à l'hydrofatigue (dégradation du verre par l'eau contenue dans la salive).

(PERELMUTER *et al,* 2005 **(31)**)

3.10.2. Absence de corrosion de la zircone

Le Professeur Sami Sandhaus à Lausanne travaille depuis plusieurs dizaines d'années, en collaboration avec l'UNESCO sur le relargage des ions métalliques dans le corps. Il a développé des implants en céramique n'induisant pas de libération d'oxydes dans les tissus osseux contrairement aux implants métalliques. A l'instar des implants métalliques, il n'y a donc pas de phénomène de corrosion. Ses travaux sur les implants minéraux dont l'oxyde d'alumine et surtout l'oxyde de zirconium (l'implant « zircone millenium ») permettent, et encore plus aujourd'hui, en dehors de toute considération mécanique, de parler de biocompatibilité.

(MAHIAT, 2006 **(44)**)

Actuellement, l'implantologie peut avoir recours à une technologie hybride du titane et de la zircone.

Les implants en titane sont passivés c'est-à-dire recouverts d'une céramique (oxyde de titane) ou recouverts de zircone. Plusieurs études ont en effet démontré que la zircone diminuait drastiquement la colonisation bactérienne au niveau du col des implants. De plus la zircone améliore l'adhésion et la prolifération cellulaire des fibroblastes et ostéoblastes comparativement au titane. A deux ans, les tissus marginaux sont plus stables autour de la zircone qu'autour du titane. Un repositionnement coronaire de la gencive marginale et une reconstruction spontanée de papilles gingivales sont systématiquement constatés autour des émergences en zircone.

La biocompatibilité et l'absence de toxicité du titane sot donc optimisées par la zircone.(STADLINGER B, *et al,* 2010 **(78)**) ; (ANDREIOTELLI M*, et al,* 2009 **(79)**)

3.11. Biocompatibilité

Les propriétés biologiques et chimiques décrites précédemment mettent en évidence le niveau d'interaction entre la céramique et son environnement biologique.
Comme toutes reconstitutions, les éléments prothétiques céramo-céramiques sont destinés à être au contact de tissus vivants. Ainsi, leur biocompatibilité va permettre d'assurer leur innocuité à long terme.

3.11.1. Evaluation du pouvoir radioactif, mutagène et carcinogène de la zircone Y-TZP

Comme nous l'avons vu, il existe aujourd'hui de nombreux types de particules de zircone commercialisées. Celle dont nous nous intéressons est la zircone Y-TZP utilisée dans le domaine biomédical, et issue de l'exploitation du sable zirconifère ou silicate de zirconium.

Présente depuis la "naissance" de notre univers, la radioactivité est un phénomène physique naturel qui a une origine cosmique (les étoiles, le Soleil) et terrestre (Uranium, Thorium…).

On mesure la radioactivité d'une source en Becquerel, soit 1 Bq correspondant à une désintégration par seconde.

Maison en granite :	4 milliards de becquerels
Homme :	130 Bq/kg (soit environ 10 000 Bq pour un adulte)
Eau de pluie :	0,5 Bq/kg
Eau de mer :	13 Bq/kg
Brique :	800 Bq/kg
Béton :	500 Bq/kg
Artichaut :	300 Bq/kg
Pomme de terre :	150 Bq/kg
Lait :	80 Bq/kg

Figure 59. Exemples de radioactivité naturelle, d'après l'ANDRA. (80)

Scintigraphie thyroïdienne :	37 millions de Bq
Scintigraphie osseuse :	550 millions de Bq
Scintigraphie myocardique :	74 millions de Bq
Combustible usé en sortie de réacteur:	10^{19} Bq = 10 milliards de milliards de Bq

Figure 60. Exemples de radioactivité artificielle, d'après l'ANDRA. (80)

Radioactivité du zirconium :

Rappelons que le zirconium est associé dans le milieu naturel au zircon, contenant lui-même des inclusions d'isotopes radioactifs. C'est pourquoi, l'hypothèse selon laquelle on retrouverait des éléments potentiellement radioactifs, issus de la chaîne d'extraction du zirconium, tels l'uranium, le radium, l'hafnium ou le thorium, est envisageable.

Des différents isotopes de zirconium, le radionucléide 95 est impliqué dans l'essai atmosphérique des armes nucléaires. Il est parmi les radionucléides qui produisent un risque accru de cancers.

Les particules radioactives retrouvées dans la poudre de zirconium brute émettent des radiations de types α, β et γ absorbées par les tissus à proximité. **Des études menées par l'Union Européenne ont démontré que lorsque la zircone était utilisée purifiée sous sa forme Y-TZP, il n'y avait aucun potentiel mutagène ou carcinogène sur les lignées cellulaires.**
(COVACCI *et al,* 1999 **(81)**)

Radioactivité de la zircone Y-TZP :

C'est surtout au début des années 1990 que s'est développée une polémique sur la présence d'impuretés radioactives présentes dans des têtes fémorales de prothèses de hanche en zircone. Aujourd'hui, l'utilisation de ces poudres très pures pour tous types de prothèses médicales en zircone est associée à une radioactivité extrêmement faible, de l'ordre de 100 nGy/h, comparable aux prothèses en alumine ou en métal.

Comme tout notre environnement et nos propres corps, la zircone Y-TZP a des propriétés radioactives.
On considère **qu'un gramme de zircone représente 0,4Bq** et qu'une couronne dentaire pèse 1gramme.
Une couronne de type CCM peut représentée jusqu'à 2Bq/g.
Ainsi, comparativement à la radioactivité de certains éléments naturels (voir le tableau ci-dessus) la zircone Y-TZP est dite biocompatible et sans risque d'utilisation dans le domaine médical.

3.11.2. Zircone et réactions cellulaires

La biocompatibilité des céramiques a été démontrée à partir de travaux portant sur les céramiques feldspathiques, et sur leur faible libération d'éléments en solution.

Pour la zircone, les études *in vitro* ont essentiellement pour objet l'étude du développement ostéoblastique. Cela s'explique par leur utilisation première en chirurgie orthopédique. On dispose donc d'un grand nombre d'essais *in vitro* chez l'animal et d'essais *cliniques* sur la mise au point d'implants prothétiques. Il résulte de ces multiples essais, que la zircone, en contact d'ostéoblastes, n'a pas d'action néfaste sur la prolifération et la survie cellulaire.

Avec l'apparition des techniques de CFAO, des études se sont intéressées à la biocompatibilité de la zircone comme matériau d'infrastructure. Donc au comportement des reconstitutions en zircone en lien direct avec les tissus gingivaux et les fibroblastes.
Une étude (MAGNE P., BELSUR U, 2003 **(21)**) a comparé 7 céramiques classiques et une zircone de type Y-TZP et évalué leur influence sur l'activité de fibroblastes de gencive humaine.
Les résultats, donnés en pourcentage, ont été établis d'une part grâce au test de Bleu Alamar mesurant l'activité métabolique, et d'autre part grâce à la quantification d'ADN par fluorométrie.
Plus l'activité métabolique et la quantité d'ADN sont élevées, meilleures sont les qualités biologiques de la céramique. Ce test prouve donc qu'il n'y **a pas de cytotoxicité significative**.
Il reste cependant à noter que **l'état de surface**, quelque soit le matériau, joue un rôle majeur dans la réponse cellulaire.

3.11.3. Diminution de la prolifération bactérienne sur la zircone

Une étude réalisée par les Drs Rimondini, Cerroni, Carassi et Torricelli sur la colonisation bactérienne de surface a conclu en une diminution de la prolifération (en qualité comme en quantité) sur la zircone par rapport au titane. Une étude de Scarano et al. a établi un taux de recouvrement de la surface en zircone à 12,1% et à 19,3% avec du titane.
Il y a donc extrêmement **peu de plaque bactérienne se déposant sur la zircone**. Cela constitue un atout pour la santé parodontale, et permet d'un point de vue prothétique, de positionner les limites de juxta à sous-gingival sans causer d'infiltration marginale ni d'inflammation parodontale.

La zircone Y-TZP, de par sa très forte biocompatibilité, permet à la gencive marginale de venir se plaquer sur les limites de la restauration, et ainsi d'obtenir une stabilité sur le plan de l'adaptation paro-prothétique et de l'intégration esthétique. Cela constitue un argument de poids à prendre en compte lors du choix de reconstitution prothétique.

(RIMONDINI *et al,* 2002 **(82)**)

3.11.4. Tests de biocompatibilité et normalisation

Toutes les pièces prothétiques réalisées en zircone doivent répondre aux Exigences Essentielles des dispositifs médicaux sur mesure dans le cadre de la directive européenne 93/42. Les normes françaises NF sont aujourd'hui dépassées par les normes internationales ISO International standard organisation), (du fait de l'ouverture des marchés et de l'internationalisation industrielle) éditées après conclusions de divers tests de biocompatibilité : cytotoxicité (ISO 10983-5) **(83)**, sensibilisation (ISO 10993-10) **(84)**, irritation cutanée (ISO 10993-10), toxicité systémique aiguë (ISO 10993-11) **(86)**, test d'ames

(induction de mutation spécifiques sur différentes souches de *Salmonella typhimurium* ; ISO 10993-11)

La dernière norme ISO concernant la zircone Y-TZP a été rendue publique en mai 2008 (ISO 13356, qualités mécaniques) **(86)**, et concernait la mise sur le marché de cette zircone présente dans des implants.

Pour ce qui est des normes sur les produits céramiques, il faut se référer à l'ISO 6872 révisée en août 2008 **(66)**. Y sont spécifiées : les exigences chimiques et mécaniques ainsi que les méthodes d'essai correspondantes relatives aux céramiques dentaires pour les restaurations fixes tout céramique et céramo-métalliques.

4 Les zircones utilisées en prothèse fixée

4.1. Elaboration du matériau zircone utilisée en prothèse fixée

Il n'existe qu'une zircone utilisée dans le domaine de la prothèse dentaire : la zircone partiellement stabilisée à l'oxyde d'yttrium. Mais elle se travaille sous différents protocoles d'usinage et de frittage.
Les trois principales techniques de fabrication d'une armature seront donc passées en revu dans les chapitres suivants.

4.1.1. Fabrication de la poudre

La matière première utilisée est le sable zirconifère, qui, une fois purifié, donne 93,6% d'oxyde de zirconium.
Par un processus de dissolution/précipitation, on obtient un sel de chlorure auquel on additionne 5,15% d'un sel d'yttrium. Il y a ensuite hydrolyse, séchage puis calcination qui conduisent à l'obtention d'une poudre qui sera désagglomérée et broyée. Après frittage, la taille des grains est d'environ 0,6 µm. Des grains de dimension supérieur permettant difficilement la stabilisation en phase quadratique par l'yttrium.

L'homogénéité de la matrice de la zircone est dépendante des conditions de process et du mode d'association des différentes poudres.
La **coprécipitation** est ainsi le moyen plus utilisé car il est simple, peu coûteux et les résultats sont très intéressants sur le plan physique et chimique.
Le principe est le suivant :
Une solution aqueuse contenant des ions métalliques (YCl_3 et $ZrOCl_2$) est mélangée lentement avec une base aqueuse (NH_4OH) entraînant la précipitation. Un liquide organique est ensuite ajouté pour déshydrater le précipité et pouvoir récupérer la poudre qui sera ensuite agglomérée sans pression.

D'autres techniques qui ont déjà été cités auparavant et que nous ne décriront pas peuvent permettre la synthèse de la poudre d'Y-TZP : la synthèse solgel, la voie des polymères précurseurs, la synthèse par combustion, et le traitement hydrothermal.

La quasi-totalité des poudres que l'on retrouve sur les marchés sont issues de la firme **Tosoh Corporation©** implantée au Japon depuis 1935. Cette industrie de chimie innovante exporte ainsi la poudre de zircone Y-TZP à 3% en mole d'yttrium utilisée par les laboratoires de prothèse dentaire, entre autres.

Les caractéristiques de la poudre de 3Y-TZP commercialisée par Tosoh© sont les suivantes :

-3% en mol d'Y2O3
-surface (mm^2 /g) :16 $^+$- 3
-conditionnement : granules
-densité : 6,05 $g.cm^{-3}$
-Résistance en flexion : 1200MPa
-Dureté : 1250Hv

Tarif des matières premières :

Les prix dépendent de l'origine de la poudre et des quantités commandées : les prix vont de 25 à 100 euros au kilo. Cela varie également en fonction de la qualité et donc de la traçabilité.

4.1.2. Préparation de la poudre pour pressage

La poudre est mélangée à des éléments minéraux (dopants, colorants) et organiques tels que des lubrifiants, des plastifiants, éventuellement des colles dans les cas de mise en forme par pressage isostatique et unidirectionnel.
Le principe de l'atomisation est ensuite mis en œuvre : la barbotine contenant de la poudre de zircone et les différents éléments minéraux et organiques est propulsée dans un atomiseur au travers de buses. La pulvérisation du liquide puis le séchage permettent d'obtenir des granulés sphériques microscopiques de différentes tailles.

4.1.3. Préparation des blocs : le pressage

La poudre atomisée est mise en forme dans des moules déformables sur lesquels on applique une pression isostatique (allant jusqu'à 3000 bars) sur toute leur surface. Cette opération permet d'éliminer tout espace entre les grains dans le but de densifier au maximum. De ce matériau à l'état brut ayant la consistance de la craie dépendent les qualités mécaniques post frittage. Cette mise en forme de la zircone à cru donne naissance au « green », c'est la **forme non frittée**.

4.1.4. Frittage

Le frittage consiste à chauffer une structure granulaire (pièce crue ou pièce verte « green ») sans atteindre le point de fusion (à une température d'environ 80%).
Sous l'effet de la chaleur, avec ou sans pression, les grains se soudent, ce qui forme la pièce.
Le frittage permet de faire la jonction entre les grains de zircone. Celle-ci est facilitée par un matériau de départ dense, homogène et sans défauts.
Actuellement on peut décrire 3 protocoles de conception d'une armature :

Pressage -> Préfrittage -> Usinage –> Post frittage

Pressage -> Usinage à crue -> Frittage

Pressage -> Frittage sous HIP -> Usinage

On distingue deux types de frittage selon les conditions de pression, et selon les moments de frittage du matériau : avant ou après l'usinage de la pièce.

4.1.4.1. Frittage sous pression atmosphérique

La plupart des systèmes de fabrication de pièces prothétique en zircone ont recours à ce type de frittage.
Le matériau sous forme de bloc est d'abord pré-fritté dans un four à basse température : il n'y a pas de densification totale, et la céramique présente un aspect crayeux homogène. C'est cette consistance qui va permettre un usinage aisé en limitant le temps de travail ainsi que l'usure des outils. Le post-frittage est ensuite réalisé entre 1300°C et 1500°C : le matériau alors totalement densifié, acquiert ses qualités mécaniques et optiques recherchées. Il faut cependant noter que ce double traitement thermique entraîne des déformations par fluage ainsi qu'une rétraction de l'ordre de 22% (voire30%) qui doit impérativement être prise en compte dans les logiciels de CFAO. Les maquettes seront donc toutes fraisées plus grandes afin d'avoir la dimension exact après frittage.
La zircone issue de ce procédé est dite « pré-frittée Y-TZP », par opposition à celle « frittée Y-TZP-HIP » décrite ci-après.
La zircone TZP est arrivée plus tard (par rapport au technique HIP) sur le marché de la prothèse sans métal. La première machine usinant la zircone TZP dont nous avons eu connaissance était la LAVA CAM de la firme ESPE début 2000. Puis de nombreuses autres machines CAD CAM ont fait leur apparition.

4.1.4.2. Frittage d'une pièce usinée crue

Concernant la zircone Diazir® de chez Diadem, l'utilisation de la poudre en vue de l'élaboration d'une infrastructure se fait en trois temps et dans cet ordre:

* pressage de la poudre sous pression isostatique à froid, pour obtenir des barreaux de zircone,
* usinage du barreau à cru,
* frittage : l'homogénéité et la densité du matériau doivent être maximales afin que la rétraction lors du frittage (>20%) soit régulière.

4.1.4.3. Frittage sous haute pression isostatique : HIP (Hot Isostatic Pressing)

La zircone HIP est depuis longtemps sur le marché, on peut d'ores et déjà parler avec un recul de 15 ans.
Cette technique, effectuée en usine, nécessite d'appliquer des pressions allant jusqu'à 2000 bars pendant la phase de frittage. Les blocs atteignent leur dureté maximale aux environs de 1300°C. Ce traitement thermique permet d'optimiser les propriétés mécaniques en augmentant la densité du matériau : la zircone HIP est donc mécaniquement plus résistante qu'une zircone usinée en cru puis post-frittée. De même, esthétiquement, le taux de densification important la rend plus transparente qu'une zircone usinée en cru puis post-frittée.

L'avantage incontestable est qu'il n'y aura plus de variation dimensionnelle : la réalisation des pièces se fait à l'échelle 1 :1, sans frittage secondaire. Les bridges ne pourront plus changer de forme ou de dimension.

Malgré les avantages apportés au matériau, le coût de cette technique sous pression HIP limite son utilisation à des cas particuliers de l'industrie des céramiques techniques. C'est-à-dire là où une résistance exceptionnelle est attendue (pièces mécaniques à hauts coefficients de sécurité, implants, prothèses orthopédiques, aéronautique…). Concernant la prothèse dentaire, la zircone HIP est réservée au frittage de blocs en grande quantité….l'usinage de ces blocs est lui aussi long (on peut compter plusieurs dizaines d'heures pour un bridge complet maxillaire par exemple) et fastidieux (car il existe un risque de fissures lors de l'usinage). De plus, le coût n'est pas négligeable, car la zircone HIP très résistante au meulage et à l'usinage nécessite le recours à des machines issues des techniques de CFAO, puissantes et coûteuses. Quant aux fraises, elles ne résistent pas longtemps à l'usinage.

(Mahiat, 2006 **(44)**)

4.2. Description des différentes formes commercialisées de la zircone à usage dento-prothétique

On retrouve sur le marché trois formes principales sous lesquelles se trouve le dioxyde de zirconium.
La zircone est présente soit en association dans des céramiques alumineuses, soit pure dans des céramiques polycristallines.

4.2.1. La zircone préfrittée de type Y-TZP (Yttrium Tetragonal Zirconia Polycristal)

Elle est aussi appelée zircone PSZ (Partially Stabilised Zirconia) ou zircone CIP (Cold Isostatic Zirconia) ou zircone tendre.
C'est une forme polycristalline tétragonale, préparée pour l'usinage de type CFAO.
Elle est plus tendre, de consistance crayeuse, et sera secondairement frittée pour atteindre sa densité (extrêmement importante) et ses qualités mécaniques optimales. C'est lors de cette cuisson de 1300° à 1500°C pendant 6-7h que l'on observera une réduction de volume de 20 à 30%.

Nous citerons deux exemples :

***IPS e.max ZIRCAD®** (Ivoclar-Vivadent)

<u>Principe</u> :

Blocs préfrittés d'oxyde de zirconium stabilisé à l'yttrium, conçus pour la technologie CFAO.
A l'état partiellement fritté, « crayeux », le bloc est travaillé très facilement avec un dispositif CFAO avec un grossissement d'environ 20% de l'armature par axe spatial. Le contrôle de la rétraction de l'armature usinée se fait grâce à un frittage optimisé dans un four à haute température. Le matériau, densifié à plus de 99%, présente une forte résistance à la flexion (900MPa), à la rupture et à la propagation des fissures.
Les armatures peuvent être ensuite surpressées ou stratifiées.

<u>Composition</u> :

ZrO_2 et autres composants : HfO_2, Al_2O_3, Y_2O_3 et autres oxydes.
Après le frittage, le matériau forme une céramique oxydée polycristalline composée de la phase quadratique de l'oxyde de zirconium.

Domaine d'indications :

Armatures de couronnes antérieures et postérieures
Armatures de bridges 3 ou 4 éléments dans la zone antérieure ou postérieure
Bridges-inlays
Superstructures d'implants.

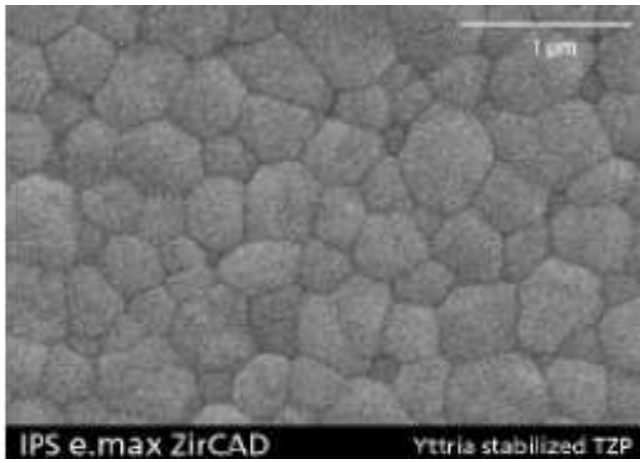


Figure 61. IPS emax ZirCAD®-Ivoclar®. **(27)**

CDT (100–400°C) [10^{-6} /K]	10.8
CDT (100–500°C) [10^{-6} /K]	10.8
Résistance à la flexion (biaxiale) [MPa]*	900
Résistance à la propagation de fissures [MPa $m^{0.5}$]	6
Dureté Vickers [MPa]	13000
Solubilité chimique [µg/cm^2]*	1
Température de frittage [°C]	1500

*selon ISO 6872

*** In-Ceram YZ ®(Vita™).**

Principe :

Céramique d'oxyde préfrittée, usinée par CFAO de façon à obtenir une infrastructure surdimensionnée, puis frittée une dernière fois de façon à être parfaitement adaptée au cas clinique. L'infrastructure est ensuite recouverte d'une céramique cosmétique.

Cette céramique possède donc une résistance extraordinairement élevée (bien supérieure à 900 MPa) ainsi qu'une ténacité à la rupture au dessus de la moyenne des autres céramiques (9,5Mpa*m½).

Composition :

ZrO_2 (>91% en poids)
Autres oxydes : Y_2O_3 (5% en poids), HfO_2 (<3% en poids), Al_2O_3 (<1% en poids), SiO_2 (<1% en poids).

Domaine d'indications :

Armatures de couronnes antérieures et postérieures
Armatures de bridges 3 ou 4 éléments dans la zone antérieure ou postérieure

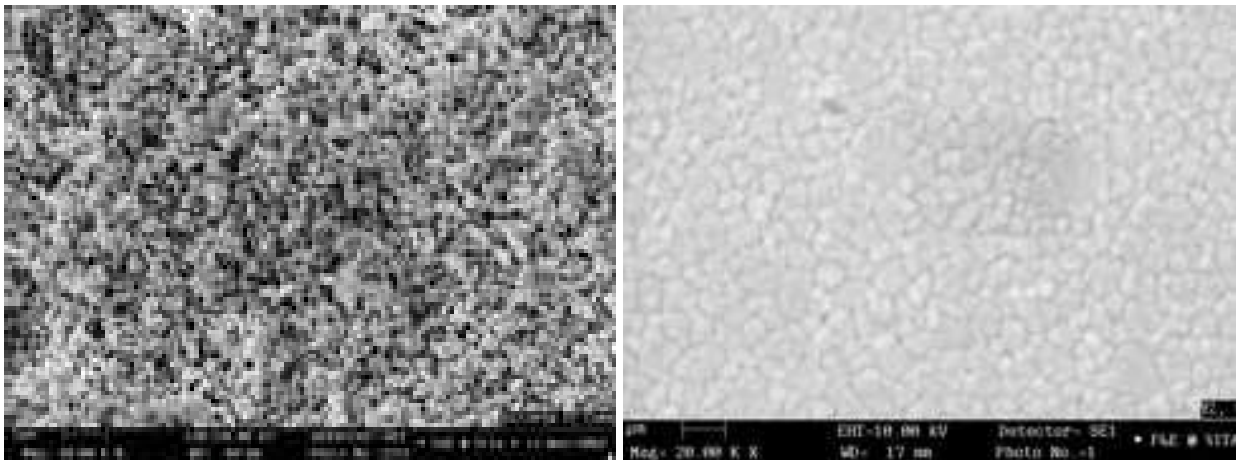


Figure 62. Cliché MEB de la microstructure de In-Ceram YZ ®(Vita) avant frittage et après frittage.
Grossissement x20.000. **(27)**

4.2.2. La zircone frittée Y-TZP HIP

Comme décrit précédemment, elle est obtenue par un pressage isostatique à chaud d'une poudre de zircone à granulométrie submicronique (0.6µm).
C'est un matériau extrêmement dense après frittage : le but étant de s'approcher au plus près de la densité maximale théorique qui est de 6,1.

4.2.3. La zircone pressée isostatiquement puis usinée non frittée : l'exemple de Diazir® (Diadem Sas)

Principe :

Apres son pressage isostatique en barreaux, elle est usinée à crue en surdimensionnant la pièce de plus de 20% puis frittée.

Les pièces peuvent être déclinées en 8 couleurs ou encore de la couleur naturelle de la zircone.
La résistance finale à la flexion est supérieure à 1150MPa.

Domaine d'indications :

Chape unitaire de 0,3 à 0,6mm d'épaisseur.
Infrastructure de bridges antérieurs et postérieurs avec 2 éléments intermédiaires maximum.

4.2.4. La zircone utilisée comme additif : In-Ceram® Zirconia (Vita)

Principe :

Cette céramique alumineuse est élaborée selon le principe de la barbotine (matrice cristalline infiltrée de verre).
Les blocs de céramique préfrittée sont usinés puis la céramique est infiltrée de verre coloré.
En comparaison avec les 2 autres céramiques d'oxydes infiltrées de verre In-Ceram® Spinell et In-Ceram® Alumina, celle-ci a le pouvoir masquant le plus élevé.
Elle s'impose donc particulièrement pour les moignons très colorés et conjugue la ténacité à la rupture du ZrO_2 à la résistance en flexion élevée d'Al_2O_3.

Composition :

70% d'Al_2O_3, 30% de ZrO_2, et autres oxydes.

Domaine d'indications :

Couronnes et bridges à 3 éléments en secteur antérieur et postérieur.

4.2.5. Comparaison des variétés de zircone

Céramiques cristallines	Propriété mécanique : résistance à la flexion en MPa	Opacité
In-Ceram zirconia®	610	+
Y-TZP préfrittée CIP	1000	+++
Y-TZP frittée HIP	1200	++

Tableau IV. Comparaisons mécanique et optique de trois types de zircone.

Deuxième partie :

CONCEPTION DES INFRASTRUCTURES DE BRIDGE EN ZIRCONE Y-TZP

[Les infrastructures de bridges en zircone Y-TZP:
de la conception aux applications]

INTRODUCTION

La zircone est le matériau céramique (matériau fragile) le plus abouti en termes de résistance à la fracture (cf. Ténacité).
(RAIGRODSKI, 2004 **(87)**)

Quatre études prospectives ont analysé le devenir clinique et le taux de survie de 115 bridges postérieurs en zircone, de 3 à 5 éléments, sur des périodes d'observation n'excédant pas 3 ans.(SAILER *et al,* 2007 **(88)**)

L'étude de SUAREZ (2004 **(89)**) a évalué le matériau In-Ceram® Zirconia (oxyde d'aluminium et 30% de zircone, Al_2O_3/MgO), et les 3 autres études de RAIGROSDSKI (2006 **(90)**), SAILER (2007 **(88)**), et VULT VON STEYERN (2005 **(91)**) ont évalué la zircone pure de haute densité (ZrO_2/Y_2O_3 [3% mol]) mise en forme par usinage CFAO.

Aucune fracture liée au noyau en zircone n'était observée quel que soit le mode de fabrication ; le taux de survie était calculé à partir de complications type éclatements de la céramique cosmétique, caries secondaires et descellement ; selon les études, le taux de survie à 3 ans était de 84,7% à 95%.

Une étude rapportait la survenue d'une fracture d'une racine de dent entraînant la perte du bridge (SUAREZ *et al,* 2004**(89)**).

Des éclatements plus ou moins importants étaient observes dans 15 à 25% des restaurations. (RAIGROSDSKI *et al,* 2006 **(90)** ; SAILER *et al,* 2007 **(88)**) ; VULT VON STEYERN, 2005 **(91)**).
Dans une des études (SAILER *et al,* 2007 **(88)**), 15,2 % des restaurations devaient être remplacées du fait d'un taux élevé de caries secondaires et d'éclatement de la céramique cosmétique; les auteurs expliquaient ces échecs par l'absence de technique de réalisation basée sur de véritables recommandations, contrairement aux autres études utilisant des systèmes CFAO bien standardisés.

Certains auteurs soulignaient les éléments à prendre en compte dans l'évaluation des échecs : réalisation par des spécialistes, mode de préparation notamment préparation cervicale, dimensions des zones critiques soit zone de connexion pilier-intermédiaire, design du noyau et forme occlusale permettant un support suffisant pour la céramique cosmétique.

Aux vues de ces premières études, les résultats 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 cosmétique sur zircone reste plus élevé que celui des céramométalliques.

Un suivi à long terme (au moins 5 ans) est nécessaire pour confirmer la haute résistance mécanique de la zircone Y-TZP dans des bridges postérieurs, car le vieillissement, la fatigue au stress des prothèses, et les parafonctions peuvent affecter la longévité des bridges.
(BURKE *et al,* 2006 **(92)**)

Face à ces différents cas d'échecs, des critères essentiels de réussite à l'élaboration d'une infrastructure de bridge en zircone Y-TZP peuvent être mis en évidence.

C'est ainsi que nous exposerons successivement :
-les caractéristiques de l'interface matériaux/ substrat,
-les principes mécaniques s'appliquant aux travées,
-les critères de qualité de la liaison zircone et céramique cosmétique.

1 Infrastructure de bridge : concept mécanique général

1.1. Introduction

Les options prothétiques pour compenser un édentement partiel sont de trois types : la prothèse amovible partielle, le bridge conventionnel et le bridge sur implants.
La réalisation d'un bridge à infrastructure zircone Y-TZP est donc l'une des solutions de traitement des édentements partiels.

L'absence de dents affecte l'entité oro-faciale, tant d'un point de vue statique que dynamique, et ne rien faire, c'est laisser place au principe de comblement du vide par un nouvel agencement dentaire. Cette recherche d'équilibre va obligatoirement impliquer les dents avoisinant cet espace édenté. Cela va se traduire par des migrations, voire des versions des dents adjacentes, et une égression des dents antagonistes.

Vouloir redonner à l'appareil manducateur tout son potentiel fonctionnel ne doit se faire qu'après écoute des volontés esthétique et financière du patient, et qu'après appréciations par le praticien des critères physiques et biologiques de cet espace.

1.2. Définition

Le bridge est un élément de prothèse fixée plurale permettant de compenser la perte d'une ou plusieurs dents. D'après l'ADA (1986), il s'agit d'un dispositif fixé sur des éléments dentaires ou implantaires, et dont les constituants sont :
* les moyens d'ancrages, éléments coronaires fixés sur les dents naturelles ou les implants,
* les intermédiaires qui se substituent aux dents manquantes et qui déterminent mécaniquement la travée (ou poutre) de la pièce prothétique.
* les connexions soudées ou coulées, qui sont les zones de jonction entre les différents éléments (ancrages et intermédiaires).

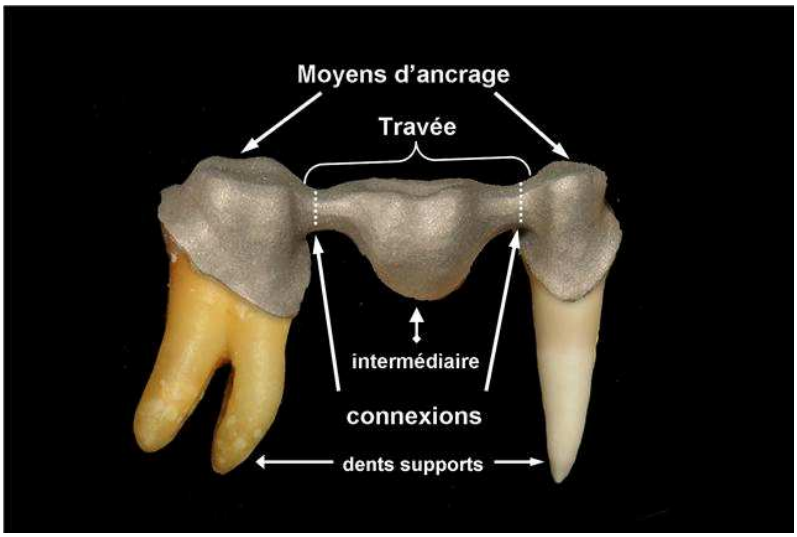


Figure 63. Eléments d'une infrastructure de bridge. **(93)**

Nous pouvons définir le bridge comme une « œuvre biomécanique » nécessitant les compétences du biologiste, de l'architecte, et de l'ingénieur en biomatériaux.

Avant de rappeler les principes biomécaniques de réalisation d'un bridge, nous allons revenir sur le concept du bridge et son intégration dans la cavité buccale.

1.3. Architecture dentaire et intégration prothétique

« L'armature d'un bridge dentaire doit reproduire la forme originelle des arcades » [Pr. Leibowitch Raymond.]. En effet la réalisation d'un bridge ne doit pas se faire de manière empirique mais elle doit respecter les exigences fonctionnelles physiologiques de la sphère buccale.

1.3.1. Agencement des dents sur les maxillaires

Les dents, ancrées dans leur alvéole, se touchent près de leur bord libre (ou occlusal) au niveau du point de contact interproximal. Ce point est situé sur la partie la plus saillante de chacune des faces proximale, à savoir à l'intersection du tiers occlusal et du tiers vestibulaire. Avec l'âge, ce point devient surface, qui sera d'autant plus large que la dent est abrasée.
Le bridge en place doit donc répondre à cette règle des tiers. Le non-respect peut aboutir à des versions des dents naturelles adjacentes au bridge, des rotations, ou encore des intrusions ou extrusions.
En plus du caractère prépondérant dans la répartition des forces, le point de contact interproximal joue un rôle tout aussi important dans la délimitation des embrasures.

1.3.2. Forme des arcades

L'arcade dentaire est la courbe décrite par le positionnement des dents les unes à côté des autres. La ligne théorique figurant l'arcade dentaire maxillaire passe par le bord libre des incisives, les pointes canines et les pointes cuspidiennes vestibulaires des prémolaires et molaires. L'arcade dentaire inférieure est circonscrite et parallèle à l'arcade supérieure. Elle passe par le tiers palatin des incisives et des canines supérieures et au niveau du sillon mésio-distal des prémolaires et des molaires supérieures.
Même si la forme des arcades n'est pas immuable, on peut les classer en trois types principaux :

- arcade carrée hyperbolique,
- arcade elliptique,
- arcade en V.

La forme elliptique sera considérée comme la référence car elle est la plus fréquente chez les Européens et la plus harmonieuse.

Dans le plan horizontal, l'arcade elliptique peut être présentée comme un enchaînement de deux segments :

-un segment antérieur : c'est une portion de cercle parfait délimité par les incisives et les canines. La longueur, ou flèche d'arcade (= distance entre une ligne tangente aux faces vestibulaires des incisives centrales et une ligne tangente aux faces mésiales des premières molaires) admet pour valeur moyenne, selon M. Château :

- au maxillaire : rayon moyen = 28,54 mm
- à la mandibule : rayon moyen = 25,35 mm

-deux segments postérieurs bilatéraux délimités par les prémolaires et molaires. Ils ont un axe très légèrement courbe à convexité vestibulaire.

La forme des arcades dentaires intervient dans les effets des forces s'exerçant sur un bridge. Si les intermédiaires ne sont pas sur la ligne joignant les points d'appui, ils se comportent comme des leviers et provoquent un mouvement de rotation autour de cet axe. Ce problème est d'autant plus fréquent que la forme de l'arcade est en V (et que l'intermédiaire de bridge intéresse les 4 incisives maxillaires). Pour minorer le mouvement de rotation, il est nécessaire d'augmenter la rétention du côté opposé au bras de levier par l'adjonction d'éléments d'ancrage à une distance égale à celle du bras de levier des intermédiaires.

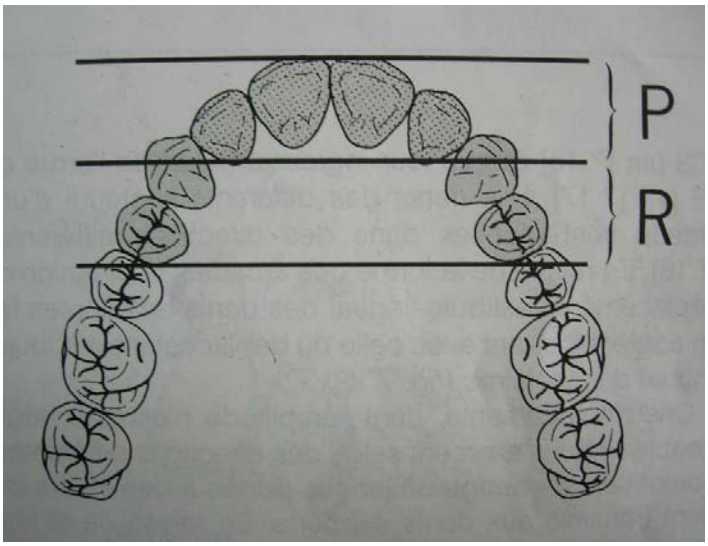


Figure 64. La rétention secondaire (R) doit concerner les dents placées à une distance de l'axe joignant les moyens d'ancrage principaux égale à celle du bras de levier des intermédiaires (P). **(94)**

1.3.3. Inclinaison des dents et distribution des contraintes

Par rapport au plan vertical, les dents présentent une double obliquité :

- dans le sens mésio-distal : inclinaison distale des dents et principalement de la racine. Cette obliquité du grand axe de la dent fixe le support de la résultante des forces ; elle est à l'origine de la composante antérieure des forces.
- dans le sens vestibulo-lingual : cette obliquité est indispensable aux mouvements physiologiques de diduction et de propulsion. D'un point de vue mécanique, elle entraîne des mouvements déviés de flexion et de torsion sur la travée du bridge.

Les règles d'occlusions et de distribution des contraintes doivent être respectées pour ne pas conduire, entre autres, à une surcharge de la travée en un point localisé.

1.4. Aspect parodontal et intégration prothétique

Outre l'aspect mécanique, l'aspect biologique est tout aussi important du fait de la proximité du bridge avec les tissus parodontaux au niveau des embrasures.

Malgré l'absence de gencive libre (papilles interdentaires) et de la diminution globale de substance parodontale suite à la perte des dents, la sculpture des embrasures doit être maintenue dans un but mécanique, biologique et esthétique.

La surface de liaison sera plus massive par augmentation de sa dimension verticale et le centre de gravité de la travée sera replacé sur l'axe de symétrie longitudinal du bridge.

La jonction des intermédiaires de bridge doit restituer la surface de liaison proximale, d'après les conditions suivantes :

- Le centre de gravité de chaque surface de contact doit être placé à la jonction 1/3 occlusal- 1/3 vestibulaire. Exception faite pour la 1ère et la 2ème molaire supérieure où il est pratiquement médian.
- L'embrasure linguale doit être plus fermée que l'embrasure vestibulaire. Si la zone de contact est trop étroite, elle favorise le tassement d'aliments fibreux. A l'inverse, une zone trop large est inadéquate pour la déflection alimentaire.
- L'embrasure gingivale doit être suffisamment large pour assurer une efficacité maximum des moyens d'hygiène : passage d'une brossette interdentaire fine. Les surfaces proximales sont donc planes voire légèrement concaves dans leur partie cervicale, dégageant ainsi la papille gingivale
- Les embrasures ne présentent que des surfaces convexes (en dehors de l'embrasure gingivale) sans comblement superflu, assurant la prophylaxie par déflexion du bol alimentaire.

2 L'interface matériau/ substrat

L'un des types d'échecs sur les bridges en zircone est relatif à la préparation des piliers destinés à recevoir l'infrastructure en zircone. En effet, ce matériau fragile et sans élasticité comparé aux alliages des bridges céramo-métalliques, demande une attention particulière et une grande minutie de la part du praticien, lors de cette première étape clinique.

Pour obtenir une intégration parfaite de l'infrastructure en zircone et du bridge dans sa globalité au niveau biologique, esthétique, mécanique et fonctionnel, il convient de respecter des règles précises lors de la préparation des piliers.

L'architecture générale de la préparation doit tenir compte des critères de rétention, sustentation et stabilisation de la future prothèse, tout en respectant l'économie tissulaire et l'intégration esthétique : Autant que nécessaire, aussi peu que possible !
(CRAMER VON CLAUSBRUCH *et al,* 2003 **(95)**)

2.1. Considérations générales sur les préparations en prothèse fixée

S'agissant de l'observation clinique initiale, elle permet de mettre en évidence la valeur de l'espace biologique par simple sondage, le « zénith gingival » ou « point haut », les grands axes dentaires, la triangularité de la dent (indice mésio-distal de Le Huche), l'orientation des faces vestibulaires et le profil d'émergence axial.

Sur les dents pulpées, la réalisation d'une radiographie initiale est un impératif biologique.

Chiche et Pinault (1995 **(95bis)**) ont montré que l'insuffisance de préparation à la jonction du tiers apical et des 2 tiers cervicaux conduisait le plus souvent à un échec au niveau de l'intégration esthétique de la restauration. Il convient par ailleurs de respecter le profil d'émergence. Enfin, la morphologie de la face linguale permet d'assurer la rétention de la préparation (importance du « mur lingual » comme le montre la photographie de la Figure **(69)**).

2.2. Qualités requises de l'interface zircone/ substrat

Des études se sont intéressées à la résistance à la fracture des bridges tout céramique en relation avec la forme cervicale.
(DI LORIO, 2008 **(96)**)
(DONOVAN, 2008 **(97)**)

Elles concluent que les bridges réalisés avec un épaulement ou congé ont une résistance supérieure aux bridges réalisés avec un biseau ou chanfrein. En moyenne, la résistance à la fracture d'une chape céramique est de 400N sil y a chanfrein contre 600N avec un épaulement.

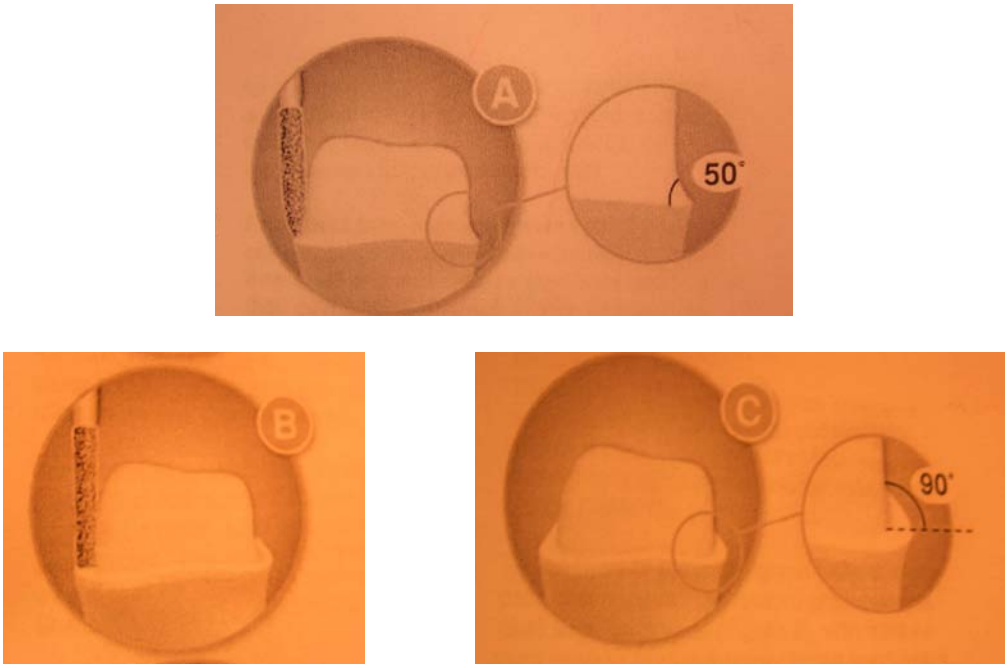


Figure 65A, B, C. **(96)**
Comparaison d'une préparation chanfreinée à 50° (A) et d'une préparation avec épaulement à 90° (B et C).

NB : il s'agit ici (B et C) d'un épaulement à angle interne droit qui n'est pas utilisé pour ce type de prothèse. On recommandera des épaulement ou congé à angles internes arrondis.

On constate également que lorsqu'il y a un biseau, la céramique de revêtement peut se fracturer avant l'infrastructure.
En revanche, la quasi totalité des bridges réalisés avec un congé se fracturent instantanément au travers de toute la surface du bridge.
L'orientation de la fracture provient de la surface inférieure de l'une des connexions vers le point de charge dans tous les cas.

Le congé large ou épaulement arrondi permet à la céramique d'être en compression, *i.e.* de recevoir des contraintes en compression où elle est la plus résistante, plutôt qu'en cisaillement.

La préparation des dents doit donc tenir compte des critères suivants :

- congé ou épaulement avec angle interne arrondi, à 90°,
- transitions entre surfaces axiales et surfaces occlusales voire incisales arrondies,
- toutes les arêtes doivent être arrondies,
- parallélisme entre les 2 piliers,
- dépouille axiale minimale sans créer de contre-dépouille,
- angle vertical de la préparation d'au moins 3°,
- espace occlusal d'au moins 1,5mm,
- réduction marginale circulaire de 1 mm au moins (0,5 mm pour l'armature + 0,5 à 1 mm pour la céramique cosmétique), 1,5mm étant préférable.

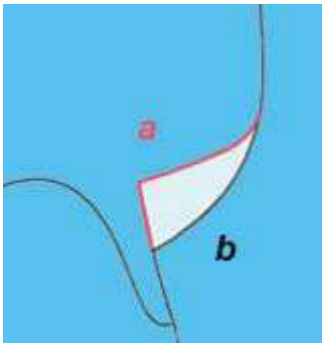
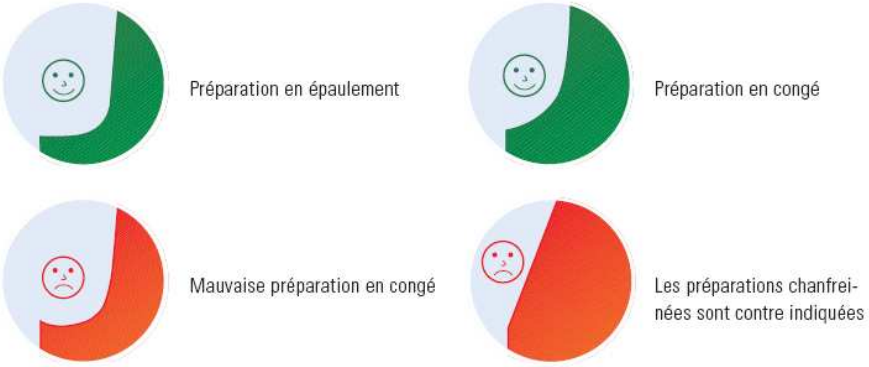


Figure 66 a. Epaulement modifié (*i.e.* à angle interne arrondi)
Figure 66 b. Chanfrein large **(77)**



-Il est conseillé de terminer la préparation légèrement intra-sulculaire (~ 1mm) pour masquer la transition dentine-restauration.

Cependant, le matériau, du fait de ses possibilités esthétiques et de sa biocompatibilité, permet de moins enfouir les limites en sous-gingival, et tolère même des limites supra gingivales en permettant une bonne stabilité du parodonte marginal.

2.3. Illustrations des réductions dentaires

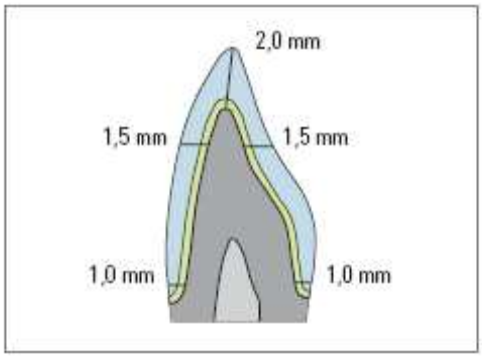
Afin d'obtenir une profondeur correcte de préparation, il faut se souvenir que l'infrastructure en céramique doit avoir une épaisseur minimale de paroi de 0,5mm.

Si tel n'est pas le cas, l'infrastructure risque de se fracturer sous l'effet des forces masticatoires physiologiques. En fonction de la situation fonctionnelle, des exigences esthétiques et de la région de la couronne clinique, il faut disposer de 0,5 à 1mm supplémentaire pour le montage cosmétique avec une céramique feldspathique.

Les recommandations qui en résultent pour les réductions dentaires sont les suivantes :
(RAIGDRODSKI, 2003 **(98)**)

2.3.1. Dents antérieures

Réduction incisale de 1.5-2.0 mm, linguale et labiale de 1.0-1.5 mm
Les angles sont arrondis, ou, au sens géométrique, il n'y a pas d'angle.



VITA In-Ceram® YZ for inLab® · Céramo-céramique VITA

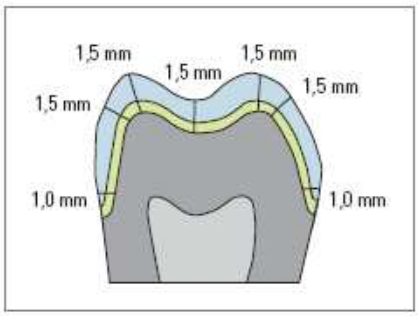
Préparation des dents antérieures

- Les dents antérieures doivent être taillées sur 2 mm du côté incisal

Figure 67. Préparations des dents antérieures. **(99)**

2.3.2. Dents postérieures

Réduction occlusale de 1.5-2.0 mm, et axiale de 1.0-2.0 mm.
Les angles internes et externes de la préparation sont légèrement arrondis.



Préparation des prémolaires et molaires

- pour les dents postérieures, la préparation d'un relief occlusal simplifié est conseillée afin de conserver un espace suffisant pour le cosmétique. Le retrait de substance doit être d'au moins 1,5 mm du côté occlusal.

VITA In-Ceram® YZ for inLab® · Céramo-céramique VITA

Figure 68. Préparation des dents postérieures. **(99)**

-Maintenir une paroi axiale droite au 1/3 gingivo lingual des préparations antérieures pour préserver la résistance au délogement de la restauration.

Figure 69. Le tiers gingival de la paroi axiale est droit, le « mur lingual », et les angles externes de la préparation sont légèrement arrondis.

2.3.3. Préparations non-conformes

La préparation des dents doit permettre une lecture précise à l'aide du scanner ou du palpeur mécanique.

L'ennemi numéro 1 demeure les angles vifs et les finitions gingivales biseautées qui ne permettent pas une réduction suffisante de la substance dentaire pour assurer ensuite l'épaisseur nécessaire à l'infrastructure et à son matériau cosmétique.

Une contre-dépouille, une surface irrégulière ou une finition gingivale mal définie sont des facteurs qui nuisent à la reproduction de l'empreinte et donc à la numérisation des modèles individuels et à la fabrication d'une armature usinée bien adaptée.

Les contre-dépouilles doivent être évitées car les surfaces avoisinantes ne peuvent être usinées.

Les épaulements « creux », à 90° non arrondis, en forme de gouttière ou béquet gênent la définition de la limite de la préparation.

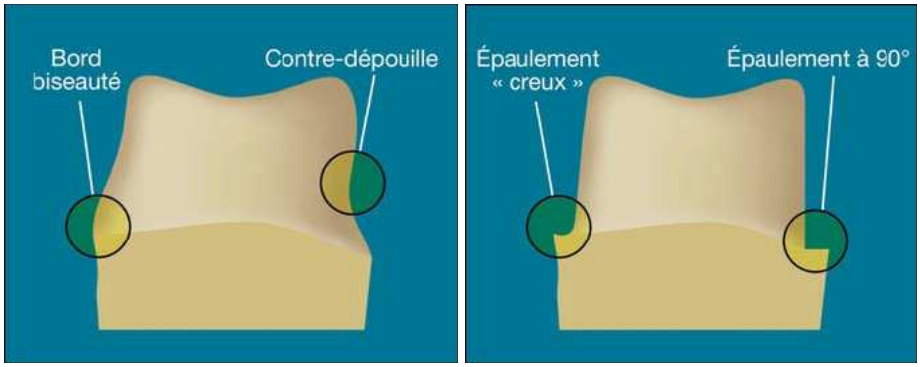


Figure 70. Contre-indications de préparations pour une armature en zircone (LAVA® 3M ESPE). **(100)**

2.3.4. Instrumentation

En ce qui concerne l'instrumentation, le choix se fera entre des fraises diamantées ou des fraises en carbures de tungstène.
Une granulométrie de 30 µm sera conseillée pour les finitions.

	Avantages	Inconvénients
Fraises diamantées	Efficacité de coupe Absence de ressaut	Usure Bourrage Granulométrie
Fraises en carbure de tungstène	Efficacité de coupe Etat de surface en un passage Faible bourrage	Absence d'épaulement à angle interne arrondi pour le moment Très peu de tolérance au niveau de la mise en œuvre

Tableau V. Avantages et inconvénients de chaque type de fraise, d'après ATTAL JP *et col.* **(101)**

Les préparations se font à l'aide de fraises montées sur turbine ou de contre-angle tournant à grande vitesse, sous spray, et avec une pression légère pour éviter l'échauffement de la dent. La pose d'un fil de rétraction protège le liseré gingival des blessures causées par les fraises.

Figure 70. Quelques instruments utilisés pour la préparation, à titre non exhaustif, d'après VITA In Ceram®. **(99)**

De gauche à droite :
Fraise diamantée torpille à gros grain pour l'ébauche de la préparation, fraises cylindriques à grain fin et bout rond pour la préparation des congés, éventuellement fraises cylindriques à tête plate avec bords arrondis pour aménager un épaulement à angle interne arrondi;
Autre option: fraise conique à tête plate; fraise boule diamantée à gros grain pour la préparation palatine ou occlusale avec fraise à finir correspondante.

Figure 71. Autres fraises utilisées d'après VITA In Ceram®. **(99)**

Autres fraises souvent utiles pour la préparation, de gauche à droite: fraise diamantée à séparer, fraises à finir, fraises diamantées à boule, fraise en carbure de tungstène pour retirer les restaurations ou les armatures en métal.

3 La travée

Le bridge est un corps prothétique passif au sein d'un corps biologique en perpétuelle activité. Il est donc soumis à diverses forces fonctionnelles qui vont le mettre à l'épreuve ; toute la pérennité du travail prothétique repose ainsi sur ses qualités.

Dans cette partie, les impératifs de réalisation des infrastructures seront mis en évidence afin d'éviter les échecs dû à un manquement mécanique au niveau de la travée.

Décrivons tout d'abord les contraintes s'appliquant sur cette travée de bridge. Puis nous exposerons les propriétés attendues d'une armature, et enfin nous étendrons notre propos aux connections de bridge.

3.1. Contraintes mécaniques

3.1.1. Définition d'une contrainte

Lorsque des forces s'exercent sur un solide, avant qu'il y ait rupture, un état d'équilibre interne s'établit en chaque point de la matière : un réseau de forces intérieures contre-balance le réseau des forces extérieures. On parle de solide en état d'équilibre contraint.
Par définition, la force interne, qui prend naissance à l'intérieur de la matière, est appelée contrainte. C'est une force de cohésion qui s'exerce en chaque point de la surface de séparation des molécules.
Deux forces entrent donc en jeu : la charge (F) et la contrainte (p) qui sont de direction opposée et dépendent de la section du corps à l'état contraint.

Contrainte = charge/ section (en N/ mm^2)

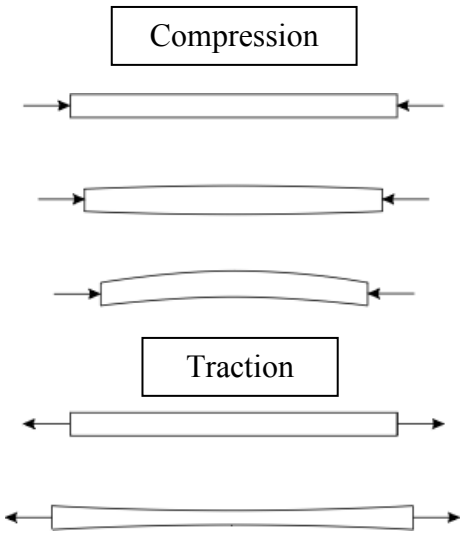
Une contrainte est une force évaluée par unité de section. Elle peut être de type tension (traction ou compression), cisaillement, torsion ou flexion.
Les travées de bridges ne sont jamais uniquement tendues, comprimées, cisaillées, tordues ou fléchies, mais les charges extérieures leurs infligent plusieurs sollicitations en même temps. Dans de tels cas, l'état de contrainte paraît impossible à définir a priori, cependant il est prouvé que : « les contraintes et la déformation qui en résulte, en un point quelconque d'un solide soumis à des influences extérieures diverses, sont indépendantes de l'ordre et de la simultanéité avec lesquelles ces sollicitations agissent ». (PERELMUTER *et al,* 2005 **(31)**).
Ainsi, **l'état contraint final de la travée est indépendant du cycle des sollicitations qui se sont appliquées ; on peut donc obtenir cet état global par l'addition des contraintes qui ont agit.**

3.1.2. Contrainte de tension : traction versus compression

La contrainte de tension est due à l'effort normal. Par convention :

- la tension est positive quand son vecteur est dirigé vers l'extérieur de la poutre ; on parle de traction ou d'extension.
- la tension est négative quand son axe est dirigé vers l'intérieur ; il s'agit d'une compression.

Une contrainte de traction s'accompagne d'un allongement et d'une déformation par amincissement. La compression est liée à un raccourcissement et à une dilatation.



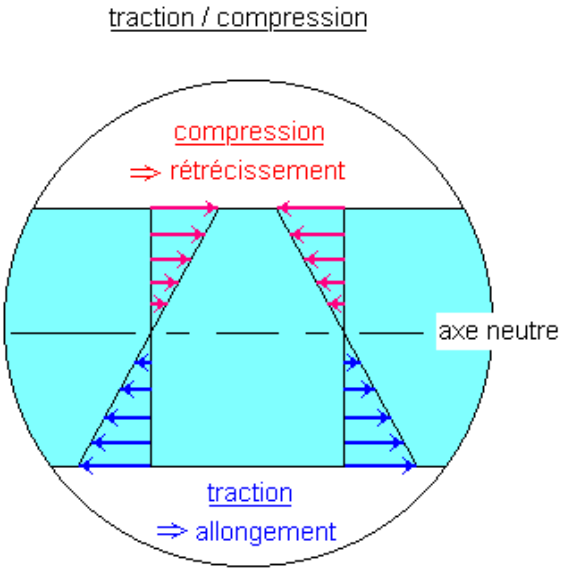


Figure 72. Contrainte de traction et de compression

En pratique :

- Les faces de la poutre ne sont jamais parfaitement lisses et parallèles, et par conséquent, toutes strie ou fissure modifie la répartition des contraintes et diminue la résistance à la rupture.
- Si la poutre n'est pas de section constante, et c'est donc par définition le cas des bridges, la contrainte varie d'une section à l'autre, et ce, de façon inversement proportionnelle à l'aire de la section.
  Les sections de plus faible diamètres, donc les connexions, sont les zones les plus faibles, là où surviennent les éventuelles ruptures. De plus, si le changement de section est brutal, il survient un phénomène de concentration de contraintes qui modifie leur répartition.

3.1.3. Contrainte de cisaillement

La contrainte de cisaillement (π) est due à l'effort tranchant (ou tangentiel) des forces extérieures (Ft) s'appliquant sur une section (S).

Contrainte de cisaillement = π = Ft / S (en N/mm^2)

Elle représente une valeur moyenne du cisaillement, c'est-à-dire que l'on considère la répartition des forces tangentielles comme uniforme.
La contrainte de cisaillement s'oppose au clivage du matériau provoqué par l'action des forces tangentielles. Elle est toujours accompagnée d'un glissement : il s'agit de la déformation due au glissement des sections de la poutre sur elles mêmes, quand cette poutre est soumise à des forces tangentielles.

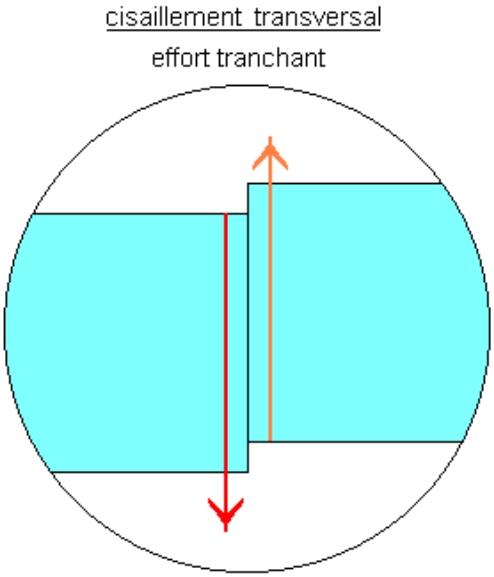


Figure 73. Contrainte de cisaillement

3.1.4. Contrainte de torsion

La contrainte de torsion est due au moment de torsion (Mt). Cependant, le poids de la travée fait que la torsion simple n'existe pas, et que l'on parle de forces complexes de torsion-flexion ou torsion-tension. Une contrainte de torsion s'accompagne d'une déformation de rotation, et lorsqu'il y a rupture, elle survient par un effet de cisaillement du matériau.

La contrainte de torsion pure (πt) est assimilée à une contrainte de cisaillement.

<u>En pratique</u> :

- L'état de surface du solide a une forte influence sur la répartition des contraintes de torsion : l'infrastructure et le bridge terminé doivent être parfaitement polis.
- La poutre n'étant pas de section constante sur un bridge, c'est au niveau des connexions (section les plus faibles) que se produit la rupture

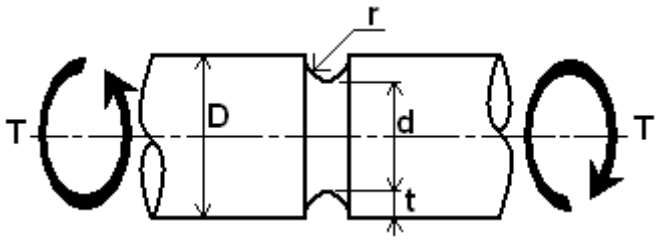


Figure 74. Arbre à gorge soumis à une torsion : la rupture se produira au niveau du plus faible diamètre (section d).

3.1.5. Contrainte de flexion

La contrainte de flexion pure est due à la seule action du moment de flexion (Mf).
En pratique les cas de flexion pure sont exceptionnels, et il se produit en fait, une flexion, une tension et un cisaillement. On parle alors de flexion plane.
Quelque soit la contrainte de flexion, elle s'accompagne d'une dilatation linéaire de la travée (allongement ou raccourcissement).

La flexion plane induit donc simultanément des contraintes de :

- Tension traction et compression

Ces contraintes sont nulles sur l'axe de gravité de la poutre, et maximales à la périphérie. Elles s'opposent à un allongement (par traction) du matériau situé d'un coté de la poutre, et en même temps, elles s'opposent à un raccourcissement (par compression) du matériau situé du côté opposé. La déformation résultante est une inflexion de la poutre qui prend la forme d'un arc.

- Cisaillement :

Les contraintes tangentielles sont de types longitudinale et transversale. Les premières s'opposent au glissement des épaisseurs du matériau dans le plan longitudinal, et les secondes

dans le plan transversal. Ces deux contraintes s'exercent sur deux facettes perpendiculaires et sont égales. On nomme ce phénomène le théorème de réciprocité des glissements.

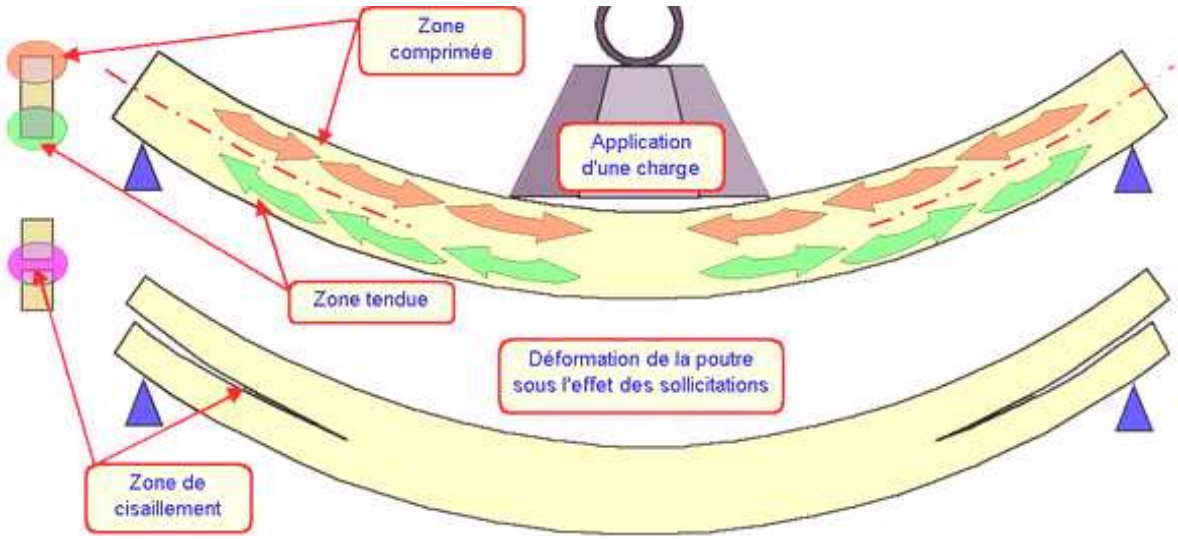


Figure 75. Poutre subissant des efforts de flexion et simultanément de traction, compression et cisaillement.

La contrainte de tension est nulle au niveau de la fibre neutre (axe de gravité) et maximale à la périphérie de la pièce.

La travée du bridge ayant une section variable par sauts brusques, il faut, comme pour les autres contraintes, appliquer un coefficient de concentration dans ces zones de connexions où il y a concentration des forces.

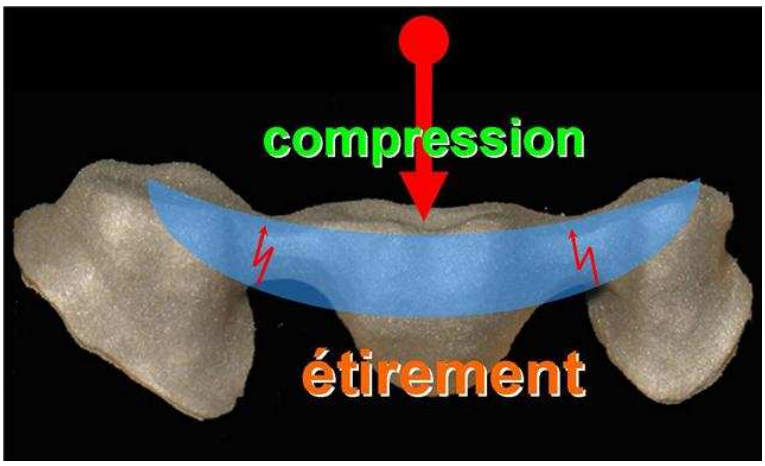


Figure 76. Illustration des zones de concentrations des contraintes : les connexions. **(93)**

3.2. Etat de contrainte au niveau des connexions du bridge

Comme nous l'avons vu lors de l'étude sur la travée du bridge en général, les jonctions sont les lieux de contrainte les plus élevées de la construction. Pour plusieurs raisons, elles sont mécaniquement les zones critiques de la travée.
(BELLOT, 1983 **(102)**)

3.2.1. Contraintes générales

Au niveau des zones de jonctions, les mêmes types de contraintes décrites précédemment sont retrouvés, mais la section étant plus réduite, c'est l'intensité des forces qui est plus élevée. Rappelons que p = F/s

3.2.2. Contraintes spécifiques

Les études et l'expérience montrent que lorsque la section d'une pièce varie brusquement (c'est le cas pour les embrasures), la valeur et la répartition des contraintes sont profondément modifiées. L'augmentation de l'intensité des contraintes s'explique par deux facteurs : la modification de rayon de la section et la nature du matériau. Ces facteurs sont représentés par des coefficients que l'on associe aux formules de contraintes générales lorsque l'on étudie ces zones critiques.

Voyons sur l'exemple suivant comment se répartissent les contraintes au niveau d'une zone de jonction :

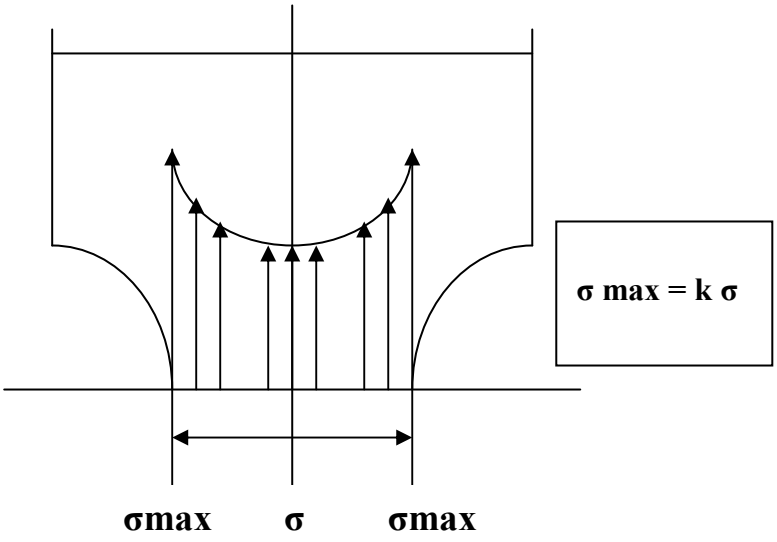


Figure 77. Etablissement des contraintes de traction au niveau des variations de section. Représentation d'une coupe frontale de connexion.

Les contraintes sont donc maximales (**σ max)** aux bords de la section, et nettement plus élevées que la contrainte nominale moyenne (**σ)** calculée au centre de la section. Celle-ci étant multipliée par un coefficient de forme (k).

L'augmentation de l'intensité des contraintes (σ maximale = σ nominale x k_f) au niveau de la variation de section s'explique par les deux paramètres cités précédemment :

-La forme de la variation de section: plus le rayon de section est fermé, ou plus la section est brutale, plus la contrainte est grande.

-La nature du matériau : d'après Gazaud, 1971 **(103)**, « l'emploi des matériaux ductiles semble préférable lorsque le tracé des pièces n'est pas parfaitement étudié ou que les efforts mis en jeu sont connus avec moins de précision, car ils se révèlent plus aptes à répartir les efforts et sont moins sensibles aux effets de forme ».

3.3. Caractéristiques des « Contraintes de service »

3.3.1. Contraintes fonctionnelles

Une fois en situation clinique, le bridge est dit « En service ». Il subit alors l'ensemble des forces liées à l'activité fonctionnelle et éventuellement parafonctionnelle du patient. On nommera ainsi « Contraintes de service » l'ensemble des forces subies par l'infrastructure pendant toute la durée du « Service clinique » du bridge.

3.3.1.1. Intensité des forces fonctionnelles

Les forces fonctionnelles (de mastication, déglutition, phonation…) s'exerçant au niveau de la sphère buccale sont extrêmement variables et dépendent de nombreux facteurs comme la stature du patient, l'ouverture buccale, la durée et la fréquence des efforts, l'étendue du point d'application, la structure osseuse maxillaire, les habitudes individuelles de mastication, l'approche occlusale des dents antagonistes, et le régime alimentaire du patient.

Les forces que peuvent développer les patients par leurs muscles sont transmises par les racines dentaires. L'effort maximal supportable par une dent est proportionnel à sa surface radiculaire (coefficient de travail de Duchange).
Dans l'établissement de la résistance mécanique des travées de bridges, nous nous référons à la moyenne des valeurs les plus couramment citées : l'intensité des forces est donnée en Newtons par mm^2.

Groupe de dents	Force de mastication
Incisive	2,90 N/mm^2
Canine	3,00 N/mm^2
Prémolaire	4,80 N/mm^2
Molaire	6,60 N/mm^2

Tableau VI. Valeurs retenues des forces de mastication, d'après Ante IH. **(104)**

D'après Ante IH (1926 **(104)**), les forces occlusales sont plus faibles si elles proviennent d'un élément prothétique que d'une dent naturelle. De plus, les contraintes occlusales issues des éléments prothétiques sont de valeurs différentes selon le support sur lequel elles s'exercent : elles sont relativement faibles sur une PAP (12kg), moyenne sur un bridge (25 kg) et plus fortes sur des dents naturelles (68 kg).

3.3.1.2. Fréquence des forces fonctionnelles

La fréquence des mouvements masticatoires est estimée entre 1500 à 2400 contacts dentaires en moyenne par jour, se faisant lors de la déglutition.
Ohashi estime que les forces de déglutition sont de l'ordre de 5,2 KgF chacune, soit environ 52 Newtons. Graaf a trouvé un temps d'établissement de la force de 25 à 375 millisecondes pendant la mastication et la déglutition. Enfin, selon Muller et Glickman, les pauses entre les contacts sont de l'ordre de 400 ms.

Ces valeurs permettent de rendre compte des sollicitations considérables que peuvent avoir à subir nos travées et la nécessité d'une résistance élevée à la fatigue de l'infrastructure, qu'elle soit en alliage, ou en zircone.

(GRAF, 1963 **(105)**)

3.3.1.3. Point d'application des forces fonctionnelles

Il paraît utopique de vouloir positionner des points d'application de force lors de la mastication. Ces forces ne s'appliquent pas en un point précis mais elles s'apparentent à une charge répartie de façon quelconque sur une longueur. En effet, si l'aliment interposé entre les dents est indéformable, seules les pointes cuspidiennes sont sollicitées ; à l'inverse, s'il s'agit d'un aliment mou, toute la surface masticatoire est mise à contribution.

De plus, ce n'est pas tant la mastication, mais la déglutition qui sollicite les dents (car il y a interposition des aliments) : une déglutition toutes les minutes environ, soit une moyenne de 2000 contacts dentaires puissants, prolongé.
(LE GAL, *et al,* 2008 **(106)**)

La seule certitude acquise est qu'en position de relation centrée, les points d'application des forces sont définis par les rapports dento-dentaires, que l'on peut observer sur le schéma de Ramfjord **(107)**

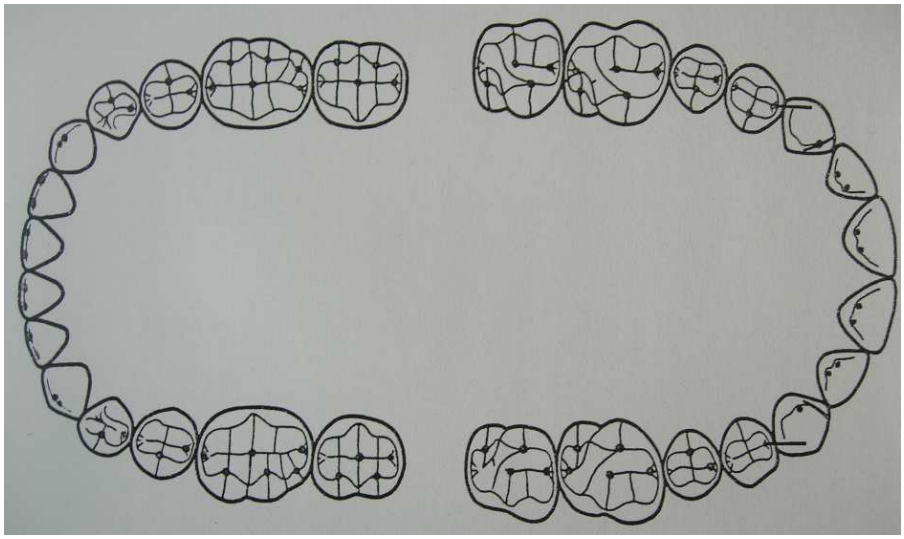


Figure 78. Schéma occlusal idéal en relation centrée, Ramfjord. **(107)**

Quelque soit la longueur de la travée du bridge, ces forces occlusales représentent pour celle-ci des efforts de flexion. Ces contraintes, qui sont transmises par les intermédiaires aux

points d'appui dentaires via les connexions, sont d'une intensité et d'une direction différentes à celles supportées par des éléments unitaires. Les forces de descellement s'exerçant sur un bridge sont à direction mésio-distale, alors qu'elles sont le plus souvent vestibulo-linguales sur une couronne unitaire.

3.3.2.. Les forces parafonctionnelles

Sous l'influence du système nerveux central, les contraintes psychiques et les tensions émotionnelles peuvent engendrer des activités parafonctionnelles. Ce sont le bruxisme, les crispations, le serrement, les grincements cycliques qui provoquent de nombreux désordres musculaires et dentaires.

Des facettes d'abrasion marquée, des fissures de l'émail, des pointes cuspidiennes fracturées, des mobilités dentaires et des syndromes algo-disfonctionnels sont fréquemment les conséquences de dysharmonie occlusale et les preuves de l'importance des forces déployées lors des parafonctions.

La parafonction est l'ennemi des céramiques à 3 titres :

- Les microtraumatismes répétés sont susceptibles d'entrainer des écaillages ou la fracture des éléments prothétiques à partir de défauts de surface toujours présents. Les formes sévères de bruxisme sont des contre-indications formelles.
- Les mouvements parafonctionnels induisent au niveau des dents naturelles antagonistes des secteurs réhabilités, des usures iatrogènes. Ceci est dû au pouvoir abrasif de la porcelaine dentaire qui est supérieur à celui de l'émail.
- Le manque de hauteur clinique représente une contre-indication en raison de la fragilité occasionnée par le manque d'épaisseur de matériau de reconstruction.
  Il peut être shunté grâce à une intervention d'allongement coronaire et à une soustraction d'os crestal.

3.3.3. Application des « Contraintes de service » sur la travée: forces et moments

Généralement, l'intensité des forces parafonctionnelles est relativement faible par rapport au potentiel musculaire physiologique. Mais il est à noter que c'est le point d'application de la force sur le bridge, qui par effet de levier, va définir l'intensité.

Il s'agit là du principe mécanique du **Moment d'une force**, *i.e.* sa capacité qu'il a à faire tourner. Donc ce n'est pas la valeur absolue de la force qui compte mais le point d'application de la force : plus on imprimera la force loin de la travée, plus le moment sera grand.

La puissance du couple ainsi développée peut aboutir à un dépassement de la résistance mécanique de la structure. Ce fait est d'autant plus marqué qu'une interférence n'est pas répartie mais toujours localisée en un même point.
De plus, une force, même minime, peut aboutir à la rupture de la structure si elle est répétée. Cela est la conséquence de la propagation des microfissures superficielles devenues fissures internes dépassant le seuil de résistance de matériau constituant l'armature.

En ce qui concerne les infrastructures métalliques, la rupture est liée à deux phénomènes principaux : la dureté du métal et la fatigue liée au vieillissement métallique.
Pour la zircone, les fractures d'origine parafonctionnelle sont dépendantes des connexions, de la très faible élasticité de la céramique et de leur comportement fragile.

Dans l'ensemble, un bridge ne sera jamais scellé avant une vérification méticuleuse de la non-existence de contacts prématurés ou d'interférences générateurs de parafonctions. Et avant cela, l'indication du type de bridge doit être largement étudiée.

3.4. Biomécanique et principes élémentaires de réalisation de la travée : longueur, hauteur et largeur

L'armature du bridge répond à plusieurs principes de biomécanique, comparables à ceux de la conception d'un pont en architecture.

Les contraintes imposées à un bridge de grande étendue sont plus importantes, et la travée est quant à elle beaucoup moins rigide.
La flexion de la travée est proportionnelle au cube de sa longueur et inversement proportionnelle au cube de sa hauteur.
La flexion de la travée est également inversement proportionnelle à sa largeur.

Ainsi, comme l'illustrent les figurent suivantes, si l'on ne considère que ces deux facteurs de longueur et d'épaisseur, une travée de deux intermédiaires fléchit huit fois plus que travée d'un seul intermédiaire ($2^3 = 8$). Lorsqu'il y a trois intermédiaires, la flexion est multipliée par 27 par rapport la travée d'un bridge 3 éléments ($3^3 = 27$).

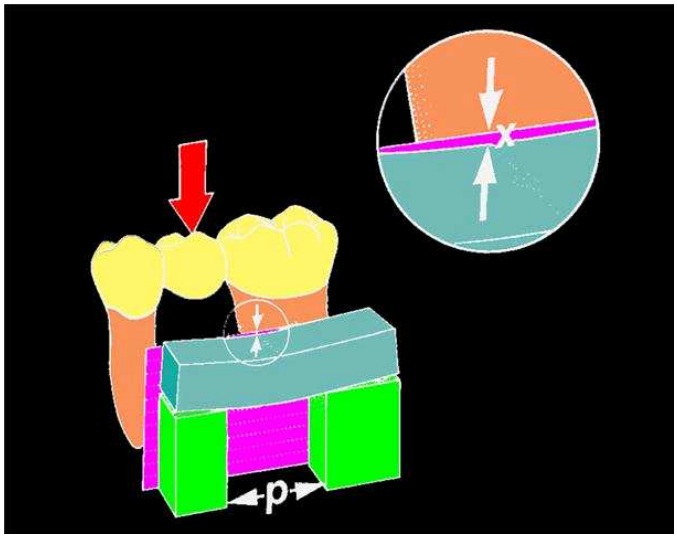


Figure 79a.

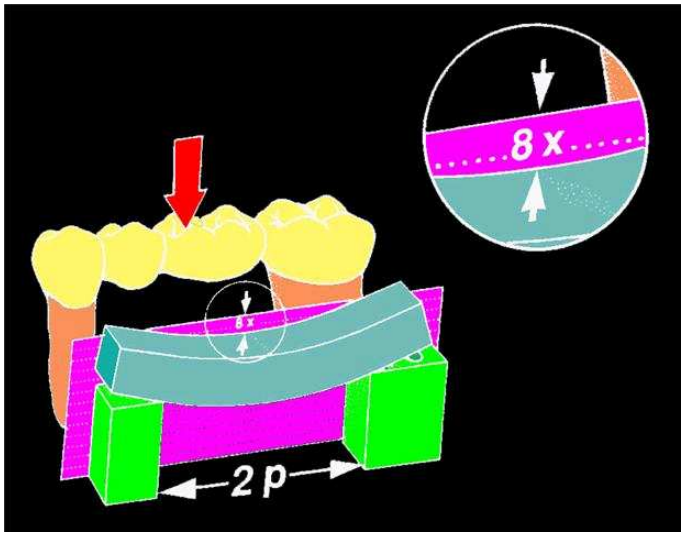


Figure 79b.

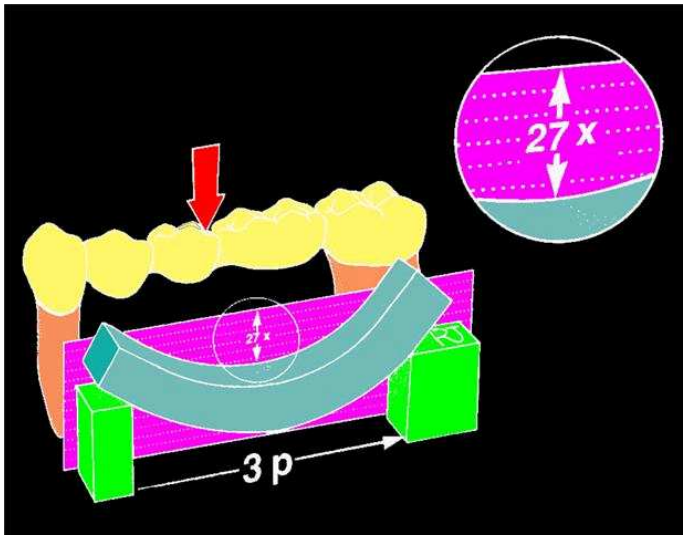
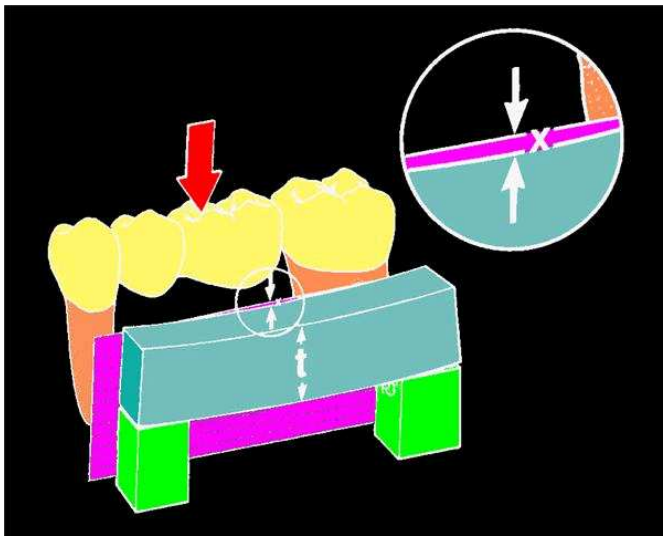


Figure 79c.

Figures 79a, 79b, 79c. La flexion d'un bridge selon la longueur, d'après Shillingburg. **(94)**

Selon le même principe, un bridge subit une flexion 8 fois supérieure par rapport à un bridge dont la hauteur est double.



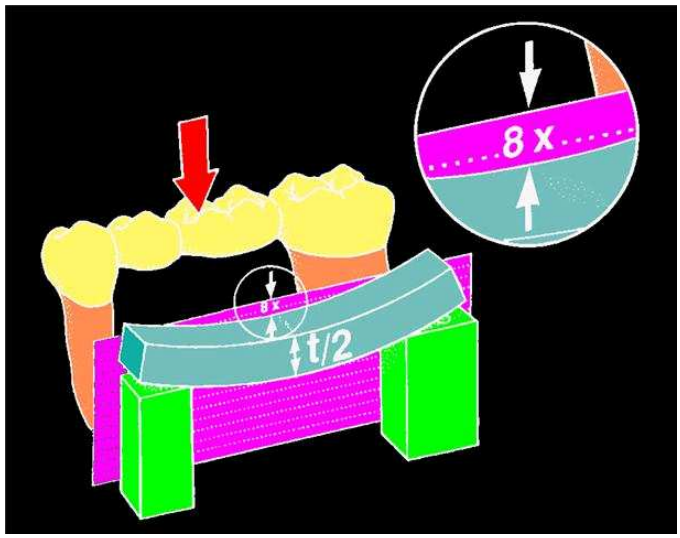


Figure 80a. Figure 80b.

Figures 80a, 80b. La flexion d'un bridge selon la hauteur, d'après Shillingburg, **(94)**

Comme nous l'avons décrit dans les chapitres antérieurs, les efforts de flexion d'origine occlusale se propagent par les connexions jusqu'aux piliers de façon complexe. Ainsi, pour diminuer au maximum la flexion du bridge surtout s'il est de grande étendue, les connexions doivent avoir une dimension verticale importante, et le matériau utilisé présenter une grande résistance à la flexion. Même si elle est de 1100 à 1150 MPa pour la zircone, et de 300 à 800 MPa pour les alliages, la résistance à la ténacité limitée de la zircone, et son comportement dit « de rupture fragile » nécessite de surdimensionner les connexions.

Concernant les piliers, plus la travée est longue, plus leur nombre devra être conséquent. La préparation de piliers secondaires peut s'avérer nécessaire. Comme mentionné précédemment, ils doivent être aussi rétentifs que les autres car la flexion de la travée se répercute à leur niveau par un effort de traction.

Or la zircone ne permet pas d'exploiter de rainures dans la préparation d'où la nécessité de bien évaluer la rétention des dents supports pour poser l'indication.

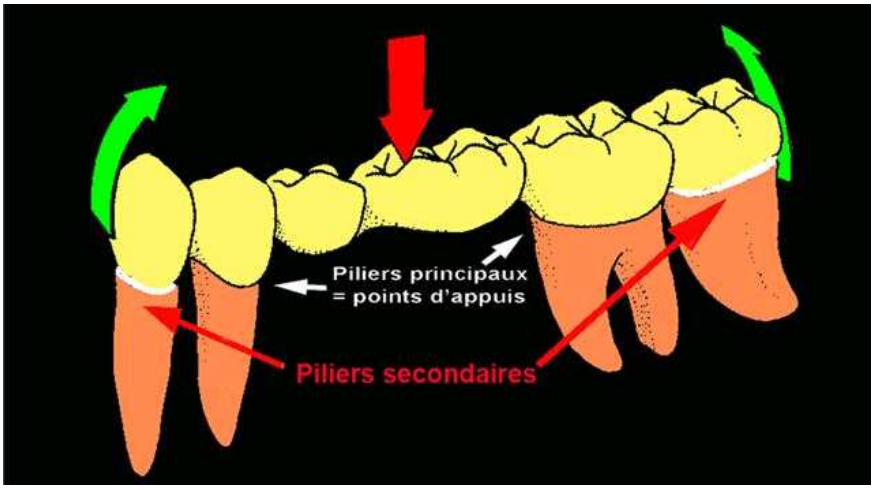


Figure 81. La flexion d'un bridge, d'après Shillingburg. **(93)**

3.5. Design de la connexion

Par sa forme rétrécie, l'embrasure constitue une zone de faiblesse et favorise la concentration des contraintes. Ce rétrécissement brutal crée l'apparition d'un « effet d'entaille » préjudiciable pour l'avenir du bridge. On y retrouve des contraintes de tension, de flexion, de cisaillement et de torsion. Cette forme rétrécie s'impose par la présence de la papille qui doit être libérée. Une forme arrondie permet d'atténuer cet effet.

Dans les zones édentées, l'absence de papille rend possible l'augmentation de la surface de connexion entre les éléments intermédiaires par élargissement et arrondissement autant que possible de la forme de connexion, et par augmentation du rayon de courbure gingival, diminuant ainsi « l'effet d'entaille ».

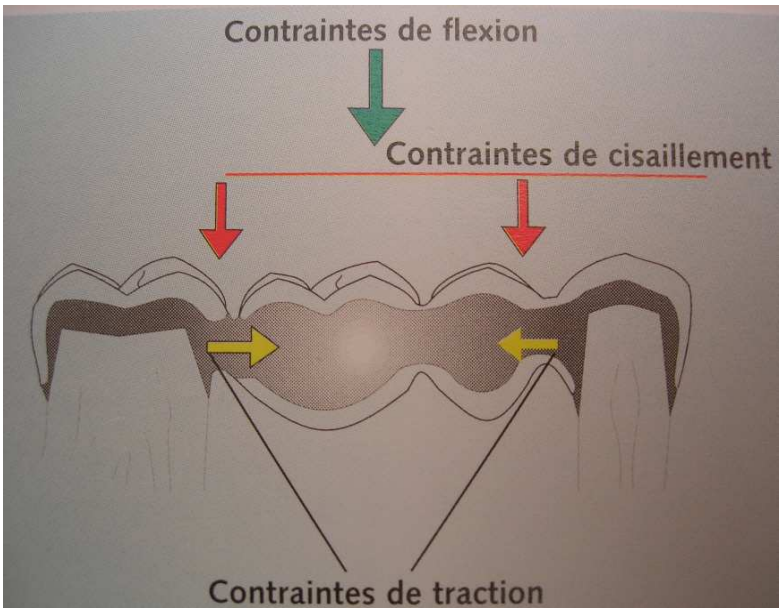


Figure 82. Points d'applications des différentes contraintes sur une infrastructure de bridge. **(17)**

3.5.1. Diamètre de la connexion

Le design de la connexion doit donc répondre à deux critères :
-Assurer la résistance mécanique de la structure prothétique,
-Respecter l'état parodontal jouxtant le bridge par des mesures d'hygiène.

Paradoxalement, ces deux propriétés sont en opposition. En effet plus la connexion est importante, plus la résistance mécanique est assurée mais plus on prend de place sur l'espace parodontal.
Des études ont ainsi été menées sur le diamètre nécessaire des connexions d'un bridge :
Celui-ci est dépendant du nombre d'éléments et également du procédé d'usinage utilisé. La morphologie de la connexion est déterminante quant à la résistance à la fracture.
(LARSSON *et al,* 2007 **(108)**)

Globalement, la surface de connexion des bridges tout céramique doit être supérieure de 20% à celle des bridges céramo-métalliques compte tenu du comportement fragile et de la moindre résistance à la ténacité.

STUDART *et al (* 2007 **(55)**) ont évalué la résistance à la fracture de la zircone Y-TZP place dans l'eau dans des conditions de mastication (F_{max}=250N) et d'écrasement (F=800N). A la suite de cette étude, des recommandations concernant la conception de bridges postérieurs réalisés en zircone de trois, quatre ou cinq éléments ont été déduites afin de pérenniser la durée de vie de ces bridges.

Bridges postérieurs 3Y-TZP placés dans l'eau	Selon les conditions de mastication F_{max}=250N		Selon les conditions d'écrasement F=800N		Recommandations	
	D_{min} (mm)	A_{min}(mm^2)	D_{min} (mm)	A_{min}(mm^2)	D_{min} (mm)	A_{min}(mm^2)
3 éléments	2.5	4.9	2.7	5.7	>2.7	**>5.7**
4 éléments	4.0	12.6	3.5	9.6	>4.0	**>12.6**
5 éléments	4.9	18.8	4.1	13.2	>4.9	**>18.8**

Tableau VII. Diamètre minimum de la connexion D_{min} (mm), et aire de surface de connexion A_{min}(mm^2), requises pour réduire la probabilité de fracture due à la mastication et à des mises sous charge intermittente lors de mouvement d'écrasement.

Système d'infrastructure en céramique	Types de céramique	Résistance à la flexion (MPa)	Ténacité (MPa.$m^{1/2}$)	Surface des connexions (mm^2)
E max press®	Feldspathique enrichie en disilicate de lithium	300-400	2,8-3,5	17-20
InCeram Zirconia®	Alumineuse, infiltrée de verre avec 35% de zircone	421-800	6-8	12-20
Zircone usinée				
Cercon®	Y-TZP	900-1200	9-10	7-11
Lava®	Y-TZP	900-1200	9-10	9
DCS-Precident®	Y-TZP HIP	900-1200	9-10	16

Nb : Surface d'une connexion métallique (Au-Pd) : 6,25mm^2

Tableau VIII. Caractéristiques mécaniques et aires de surfaces de connexion de quelques procédés céramique pour les bridges.

3.5.2. Géométrie de la connexion

A section égale, une barre de section ronde fléchit plus facilement qu'une barre en forme de T. La réalisation des formes de connexions doit donc se rapprocher le plus possible de cette dernière.

La section verticale du T s'oppose aux contraintes de flexion, tandis que la section horizontale s'oppose au phénomène de torsion.
(MAHIAT, 1998 **(17)**)
(OH *et al,* 2002 **(109)**)

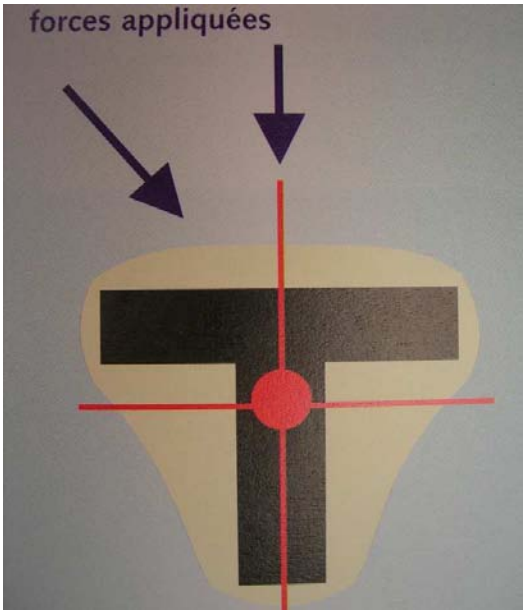


Figure 83. Une section en forme de T s'oppose aux contraintes de flexion et de torsion. Après avoir adouci les angles, le T prend une forme de cœur. **(17)**

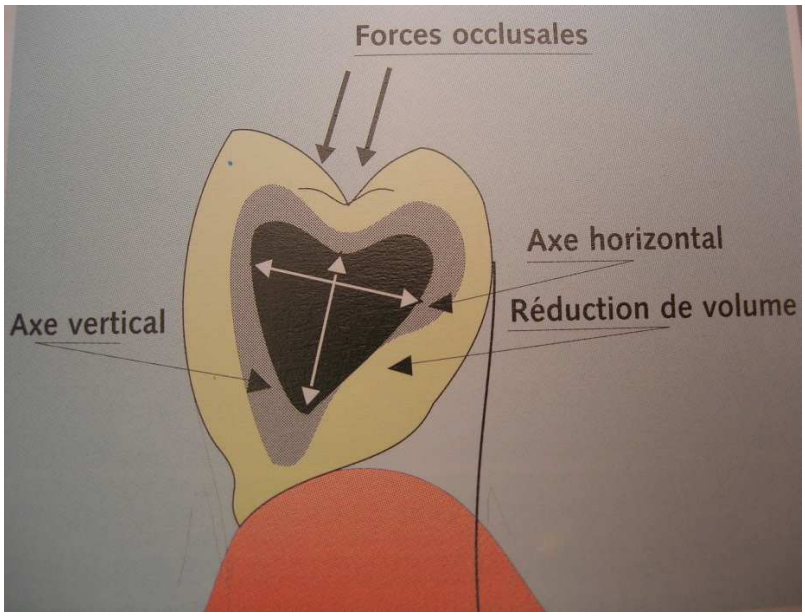


Figure 84. La connexion entre les éléments postérieurs ne présente pas de difficultés particulières, vu l'importance des volumes disponibles. **(17)**

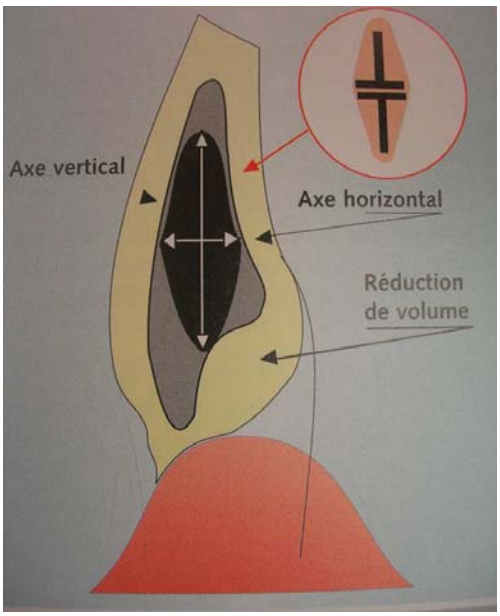


Figure 85. La connexion entre les éléments antérieurs est plus complexe. Disposant de moins d'espace dans le sens vestibulo-lingual, il s'agit plutôt d'une forme de losange. **(17)**

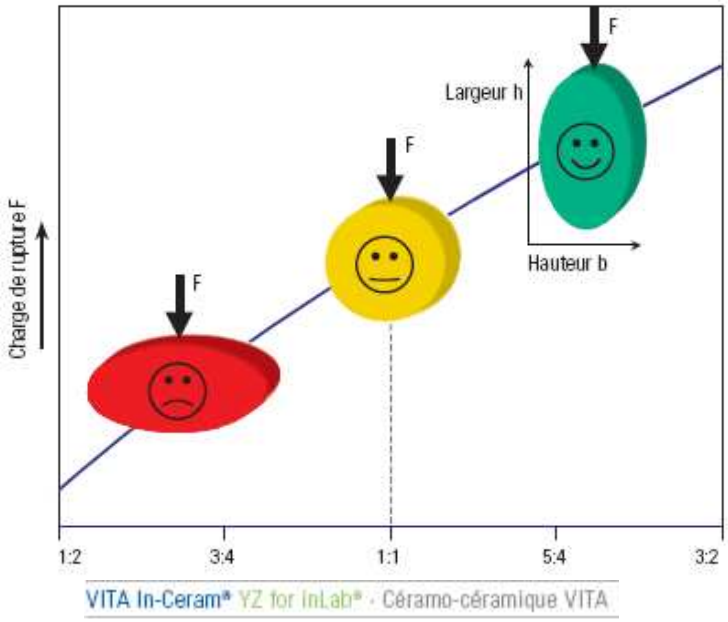


Figure 86. Considérations sur la conception des connecteurs de bridge : La hauteur h, aussi grande que possible, doit être au moins équivalente à la largeur b, voire supérieure. **(99)**

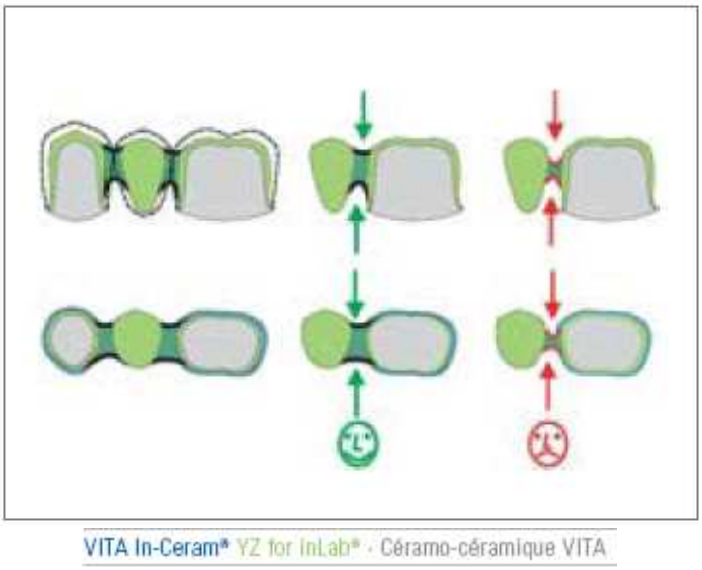


Figure 87. Forme des connexions. D'après Vita™. **(99)**

Au niveau de la forme des connexions, la stabilité et la fonction priment sur l'esthétique. Les formes doivent être arrondies et concaves. Les encoches et bords vifs sont à proscrire.

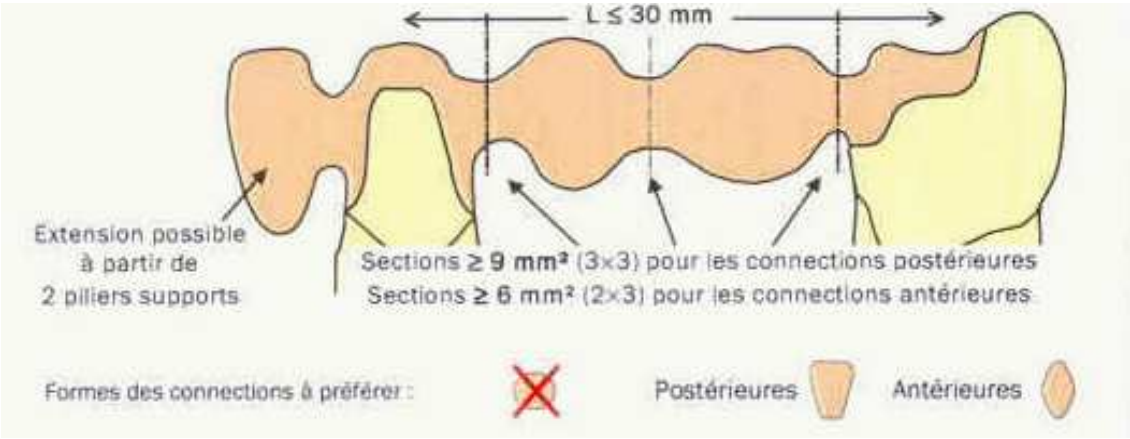


Figure 88. Diamètres et formes des sections de bridge à infrastructure Y-TZP.
D'après Diadem Sas. **(110)**

Il est cependant important de prendre en considération la hauteur restante entre la dent préparée à reconstituer (au sommet de la papille) et la dent antagoniste. Cela va déterminer la faisabilité d'un bridge à infrastructure zircone et d'en poser les limites de réalisation dans le cas d'un manque de hauteur.

3.5.3. Rayon de courbures des embrasures

Aspect parodontal :

Les embrasures gingivales sont en lien direct avec le parodonte.
Afin de préserver au maximum les tissus gingivaux et d'assurer ainsi la pérennité de la restauration prothétique, le rayon de courbure des embrasures doit impérativement permettre des mesures d'hygiène, à savoir le passage d'une brossette interdentaire fine, afin d'empêcher la stase de tout élément.

Aspect mécanique :

Une étude (OH W et ANUSAVICE KJ, 2002 **(111)**) menée sur des bridges de 3 éléments à infrastructure zircone s'est intéressé à la résistance à la fracture en fonction de différents rayons de courbures au niveau des embrasures.
On distinguera les embrasures occlusales de celles gingivales.

Rappelons que lorsque l'on applique une contrainte suffisamment élevée sur l'infrastructure, une force de compression née depuis l'embrasure occlusale, et, à travers la connexion, engendre une force de tension au niveau de l'embrasure gingivale.

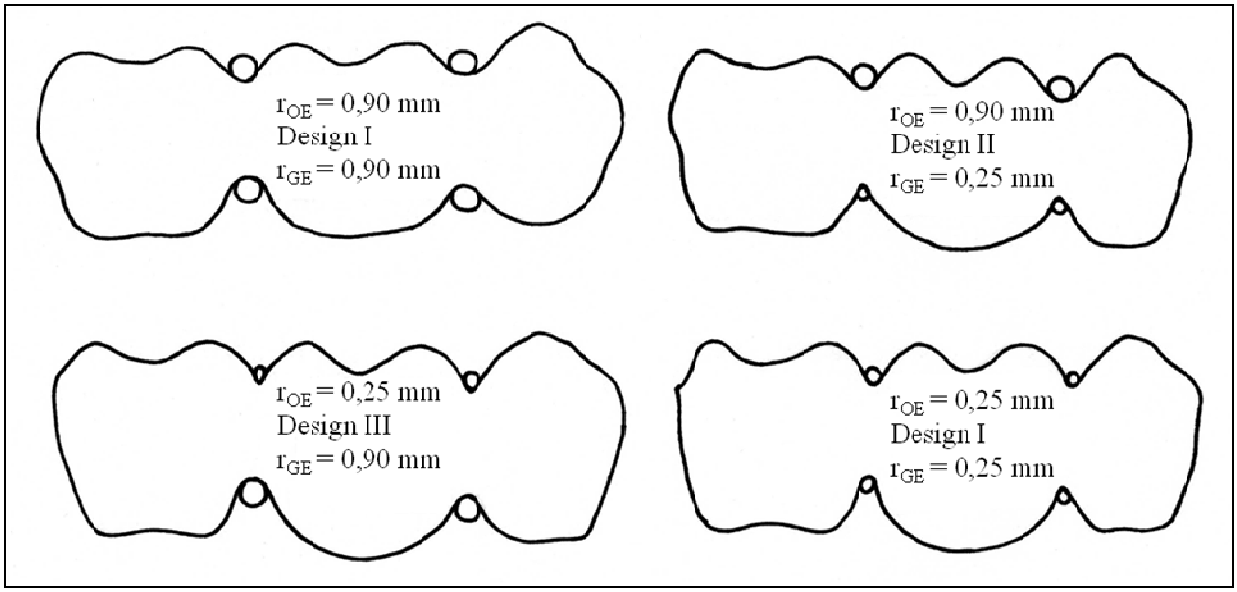


Figure 89. Quatre design d'une infrastructure zircone de bridge 3 éléments.
Chaque modèle possède une combinaison différente de son rayon de courbure occlusale (r_{OE}) et gingivale (r_{GE}).

Les résultats de l'étude montrent que :
-Le rayon de courbure de l'embrasure occlusale n'a pas d'impact significatif sur la résistance mécanique de l'infrastructure.
-En revanche, plus le rayon de courbure de l'embrasure gingivale est grand, plus l'infrastructure est résistante : pour un rayon de courbure allant de 0,25 à 0,9mm, la charge moyenne entrainant la rupture est augmentée de 140%.
-Ces conclusions ont des conséquences sur l'esthétique du bridge : les embrasures occlusales sont celles visibles en bouche, et ce sont celles que le prothésiste peut façonner en optimisant comme il le souhaite, en optimisant au maximum les embrasures gingivales.

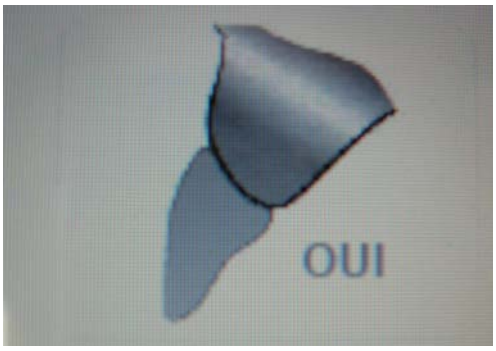
Conclusion :

Un diamètre de connexion suffisant (9 mm^2 pour un bridge de 3 éléments et 12 mm^2 pour 4 éléments), une bonne hauteur, un forme arrondie sans arrêtes vives, et un rayon de courbure aussi large que possible permettent ainsi de prévenir les conséquences néfastes des effets d'angles au niveau de ces zones sensibles de jonction.

3.6. Design des intermédiaires de bridge

Les intermédiaires seront en forme de selle, suffisamment compressifs pour ne pas générer de bourrage alimentaire à leur niveau.

L'intermédiaire recouvre la crête sur une large surface, mais laisse la possibilité de passer un fil de soie au niveau de la face muqueuse. Il ne doit pas non plus bloquer les embrasures qui doivent rester accessibles au passage d'une brossette interdentaire.



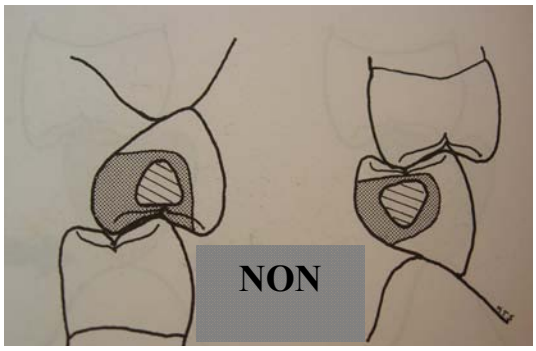


Figure 90. Forme des intermédiaires de bridge. **(17)**

4 L'extrados de l'infrastructure de bridge en zircone Y-TZP

4.1. Introduction

L'extrados de l'infrastructure va, par ses caractéristiques, permettre son union à la céramique cosmétique, et ainsi promouvoir l'intégrité esthétique et fonctionnelle de la restauration le plus longuement possible.

La liaison zircone-céramique cosmétique a été décrite dans la 1ère partie comme de moindre qualité par rapport à celle unissant le cosmétique à un alliage.

Les éléments chimiques présents dans la zircone et capables d'entrer en liaison avec la phase vitreuse de la céramique cosmétique étant rares, ce sont sur les forces compressives et la forme géométrique de l'armature essentiellement que va dépendre la valeur de cette liaison.

Nous verrons également que certains moyens de conception de l'armature permettent d'augmenter d'avantage la précision de son design afin de maximiser les qualités de la liaison avec le cosmétique.

Résumons tout d'abord dans cette partie les cas d'échecs possibles de bridges en zircone en rapport avec l'extrados et la céramique cosmétique.

4.2. Cas d'échecs : extrados et céramique cosmétique

L'un des problèmes des restaurations en zircone est souligné par un pourcentage élevé de fracture de la céramique cosmétique (8 à 50% sur 1 à 2 ans), alors qu'il n'est que de 4 à 10% après 10 ans pour les restaurations céramo-métalliques.

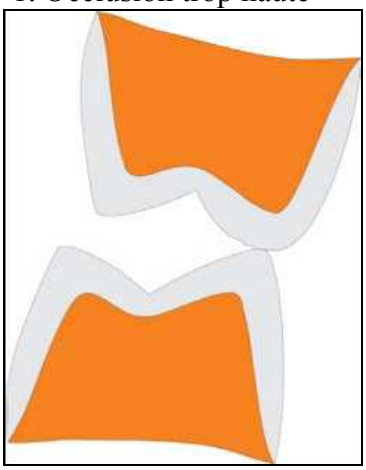
La raison de ces échecs n'est pas bien connue, mais on évoque des défaillances de la liaison zircone-cosmétique.(GUAZZATO *et al,* 2004 **(112)**)

Une autre cause possible de ces éclatements serait une épaisseur non régulière de céramique cosmétique. Il est en effet requis une épaisseur maximale de 2mm de cosmétique.
L'usinage des infrastructures doit permettre une bonne répartition des épaisseurs, et cela nécessite le contrôle du prothésiste avant usinage. Malheureusement ce contrôle n'est pas toujours bien effectué, notamment dans les centres d'usinage externes où l'on peut obtenir ensuite des épaisseurs irrégulières et trop importante de céramique cosmétique : mécaniquement défaillante, et mettant en péril l'occlusion.

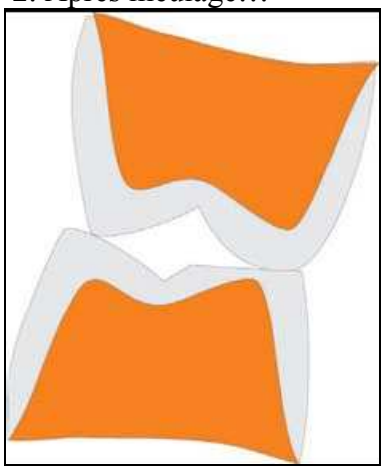
Si une erreur non dépisté et minime est survenue lors de l'usinage puis de la mise en place du cosmétique, alors, dans le cas où la prothèse est quand même mise en bouche, le praticien devra rééquilibrer l'occlusion et polir ensuite les surfaces pour éviter tous les angles vifs. (DONOVAN, 2008 **(97)**)

Figure 91. Illustrations des risques d'éclatement de la céramique cosmétique **(113)**

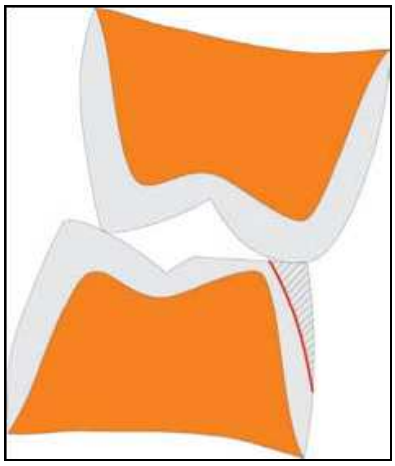
1. Occlusion trop haute



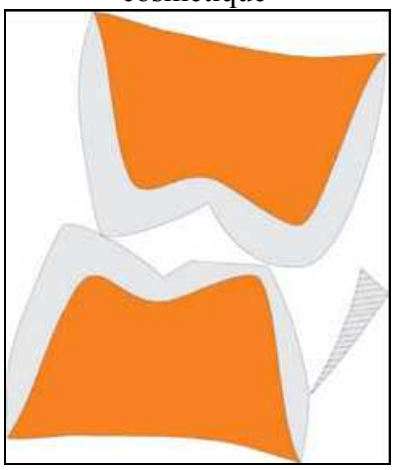
2. Après meulage…



3. Le risque d'éclatement augmente

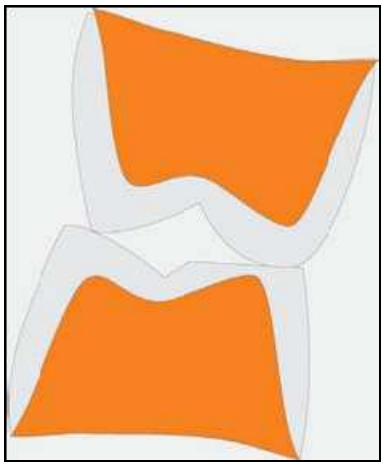


4. Détachement de partie du cosmétique

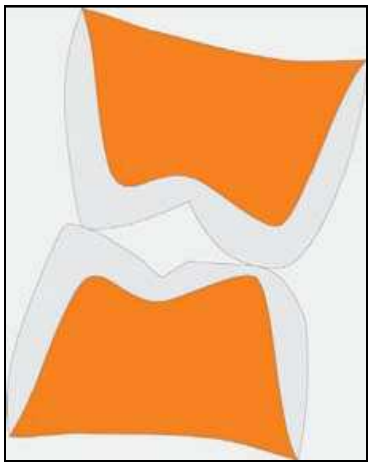


Solution :

Après le meulage…



…il faut absolument arrondir les bords



4.3. Homothétie de l'armature

Respecter le volume de l'armature est primordial pour assurer un bon soutien à la céramique cosmétique.

Les critères de qualité de l'armature sont d'abord analysés sur le maître modèle, avant la séance d'essai clinique.
Sans défaut au sein du matériau brut, l'armature aura pu être préalablement « grattée » au minimum à l'aide d'instruments adaptés. On ajuste par exemple les bords cervicaux.
L'ajustement doit être le plus parfait possible sur le modèle, sans bascule.

-La forme générale de l'infrastructure doit être homothétique à celle finale pour le soutien de la céramique cosmétique (surtout au niveau des points de contact proximaux).
-Aucun angle vif.
-Les embrasures sont arrondies et permettent le passage de brossettes fines.
-Un congé doit être aménagé pour le soutien de la céramique.

Retouche de finition avec des instruments prévus à cet effet.

Armature IPS e.max® ZirCAD frittée et finie.

Nettoyage de l'armature au jet de vapeur.
Figure 92. Contrôle et finition des infrastructures en zircone. **(27)**

4.4. Précision maximale de la forme de l'extrados : maitriser la conception

Nous allons aborder ici les principes de conception d'une infrastructure ; les procédés de réalisation seront décrits dans la partie suivante.

Toujours pour des raisons mécaniques liées au couple zircone-céramique, les éléments doivent être réalisés de façon homothétique à la forme finale par conception numérique adaptée, ou de préférence, par double scannage. (FOUQUIER, 2008 **(72)**)

Il y a donc deux méthodes principales pour concevoir une infrastructure en zircone :
-la Conception Assistée par Ordinateur (CAO),
-le double scannage : méthode de conception à l'aide d'une clé de contrôle.

Dans les deux cas, la première étape se fait partir d'une empreinte classique prise, la plupart du temps en silicone, avec laquelle on réalise un maître-modèle en plâtre. Ce modèle est ensuite traité afin d'obtenir un die en plâtre, qui sera détouré afin de visualiser parfaitement la limite cervicale.

<u>Conception Assistée par ordinateur</u> :

La modélisation 3D de chapes et de bridges est apparue au début des années 2000 avec les 1ers logiciels de CAO pour les prothésistes dentaires.
A partir d'une empreinte numérisée des MPU, le prothésiste va pouvoir créer une maquette homothétique 3D de l'infrastructure à usiner.
Le prothésiste doit donc maitriser le logiciel de conception et acquérir « une vision numérique » de son travail informatisé, car il aura ici moins de repères (forme complète de la dent à imaginer). On parlera donc de CFAO.

Les détails sur la CAO sont donnés dans le chapitre « 1.1.2.3. La modélisation des prothèses : Conception Assistée par Ordinateur » de la 3ème partie.

<u>Technique du double scan</u> :

A l'heure actuelle si l'on désire avoir un travail de précision, et espérer avoir un meilleur soutien du matériau cosmétique, on s'orientera simplement vers la FAO. L'étape de conception sera alors manuelle.
L'idée est de prendre en compte un maximum de données cliniques (occlusion avec les antagonistes, formes générales des dents du modèle…), lesquelles sont encore aujourd'hui peu intégrées par les systèmes informatiques.
Après avoir numérisé le MPU (Fig.93), une maquette en cire est réalisée par le prothésiste (Fig.94) et enregistrée sur le modèle(Fig.95).
On aura donc pour une même dent un scannage du die en plâtre et un scannage de la chape en cire. Le premier scannage permettra une excellente réplique de l'intrados et le second scannage permettra une excellente réplique de l'extrados, conforme à la cire de base.

La chape sera ainsi homothétique et anatomique. (TOUATI *et al,* 2001 **(114)**

Les 3 figures suivantes sont l'exemple de l'acquisition numérique de Procera® utilisant un palpeur.

Figure 93. L'enregistrement de la préparation s'effectue grâce à un palpeur

Figure 94. Chape en cire permettant le 2ème scannage :
Obtention d'une chape en zircone anatomique et homothétique

Figure 95. Second enregistrement qui permettra de construire l'extrados

Avantages et limites de la CAO :

-Même s'il est possible de numériser une maquette en cire pour la transférer vers l'usinage, le passage par une maquette numérique est nécessaire pour l'usinage de la zircone. C'est à ce titre qu'il paraît dommage de se priver de cet outil de conception.

-Les gains de temps en maquettage sont discutés par les prothésistes. Certains estiment qu'ils vont aussi vite à modeler des armatures à la main qu'avec la CAO, sauf pour le modelage de bridges de grande taille.
Mais si on analyse la durée d'un travail complet jusqu'à la fabrication, alors les gains de temps sont conséquents en passant par une maquette CAO.

-En terme de qualité, tous les acteurs s'accordent à dire que les gains de précision sont indéniables, avec des ajustements parfaits, une fois les technologies maitrisées.

-Les maquettes manuelles sont d'une précision de 100 à 200 µm contre 20 à 50 µm avec la CFAO.

-A l'heure actuelle il semblerait que la méthode de double scannage soit plus précise, mais l'évolution ultra rapide des techniques numériques laisse entrevoir un avenir de conception prothétique de qualité.

4.5. Préparation des surfaces d'accroche à la céramique cosmétique

Selon les industriels et les protocoles de travail des prothésistes, les techniques de préparations de l'extrados varient.

Recommandations générales :

Tout l'environnement de travail doit être spécifique zircone.
Des précelles en zircone existent pour ne rien salir ou contaminer.

Principes de cuisson du cosmétique:

Dans la liaison céramique cosmétique/ zircone, il est important de garder à l'esprit le caractère réfractaire de la zircone : 50 fois plus que le métal dans la liaison céramo-métallique.
Les décollements cosmétique/zircone sont dus majoritairement à une mauvaise liaison entre les deux matériaux. En effet, le manque de mouillabilité à chaud de la céramique cosmétique ou du « liner » entraîne un manque de stabilisation sous atmosphère.

La zircone s'échauffe très mal (faible transmission de chaleur) pendant la cuisson, il est donc important de sur-cuire d'environ 50°C et de stabiliser longtemps 4 à 5 minutes en atmosphère la première couche fine pour obtenir une interface suffisamment chaude et favorable au mouillage.
Il est préférable de ne pas utiliser une masse chargée en opaque (réfractaires mouillant mal) mais des translucides colorés en première couche.
N.B. Pour une infrastructure métallique (conducteur de chaleur), le temps de stabilisation est de 3 minutes.

La zircone s'échauffe et se refroidit aussi lentement. Les prothésistes doivent faire des ouvertures de four lentes surtout dans les dernières cuissons. Sinon, les risques de tension dans les masses internes peuvent entraîner des fractures en écailles…
(BOURRELLY, 2009 **(115)**)

Les « liners » dans la liaison céramo-céramique :

Le « liner » correspond à une couche de céramique de type différent de la céramique cosmétique, spécifiquement formulé pour remplir un rôle d'interface. Par analogie, les céramiques d'accroche de type feldspathique ou autre, c'est-à-dire de même nature chimique/minéralogique que le cosmétique, sont aussi appelées « liner ».
Cette couche spécifique vise à opacifier une zircone trop blanche, à générer un « fond » de couleur et à « tamponner » toute différence de coefficient thermique (céramiques pour titane).
Le protocole d'utilisation doit être respecté pour éviter tout décollement : application en couche fine, stabilisation longue avant cuisson (minimum 1 heure de déshydratation), montée en température lente.
(BOURRELLY, 2009 **(115)**)
(FOUQUIER, 2009 **(75)**)

Sablage et nettoyage vapeur :

*Après le dégrossissage et le grattage de la pièce, il est généralement recommandé de sabler l'extrados. Celui-ci se fait à l'oxyde d'alumine raffiné à sable perdu (Al_2O_3), à 50 µm maximum sous une pression de 2 à 2,4 bars, 1 cm de la sortie de buse.
Mais cette pratique est discutée, certains auteurs évoquant un risque d'éclatement dans la zone marginale, ou de modification locale de phase du dioxyde de zirconium.

*Le passage de l'extrados à la vapeur est lui aussi controversé. L'atteinte hydrique de la phase cubique, si tant est qu'elle est présente-avec des températures de sintérisation inférieures à 1500°C- est peu probable. Les fractures d'armatures correctement fabriquées, dues au changement allotropique de la zircone, sont à moyen terme quasi inexistantes.
(BOURRELLY, 2009 **(115)**)
Ceux qui ne prônent pas le nettoyage vapeur recommandent juste un coupe de soufflette distance (plus de 20 cm) pour éviter les graisses et humidité du compresseur.

Préparation pour la passivité et la mouillabilité de surface :

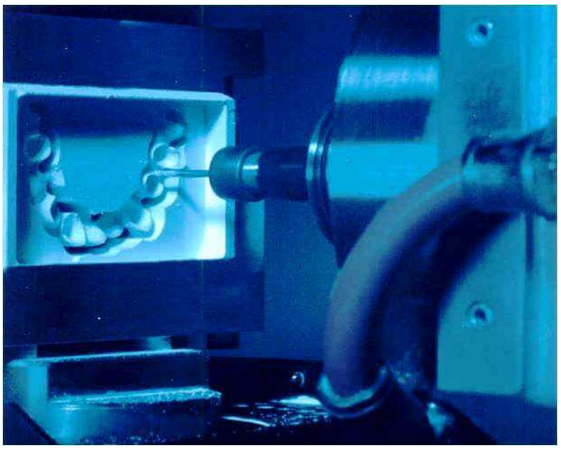
Les éléments dont la surface est devenue mate sont alors plongés dans du chloroforme pendant 15 minutes. Cette immersion dégraisse totalement la zircone, mais surtout elle augmente beaucoup l'activité électronique de surface qui permettra, pendant le traitement thermique de nettoyage, de remettre de l'ordre à la surface en solidarisant les particules qui peuvent l'être et en éliminant les autres.

Traitement thermique de nettoyage final :

Un traitement thermique n'altérant pas la structure chimique est opéré sur une vingtaine de minutes dans un four céramique, sous une température ne dépassant pas les 930°C.

Troisième partie :

PROCEDES DE REALISATION DES ARMATURES EN ZIRCONE Y-TZP



[Les infrastructures de bridges en zircone Y-TZP:
de la conception aux applications]

1 La CFAO

Le terme de CFAO (Conception et Fabrication Assistées par ordinateur) ou CAD/CAM (Computer Assisted Design/Computer Assisted Manufacturing) a été sujet pour la première fois dans le domaine dentaire lors d'une conférence mondiale à Chambéry en 1985.

Il s'agit d'une succession de programmes industriels permettant de simplifier et standardiser les techniques de production.

Les maquettistes ont ainsi mis la cire de côté pour concevoir leur modèle en 3D dans le monde virtuel de l'informatique : c'est le principe de la Conception Assistée par Ordinateur.

Quant à la fabrication, tourneurs et fraiseurs ont troqués leurs outils contre les commandes numériques de la robotique : ce que l'on nomme Fabrication Assistée par Ordinateur.

François Duret **(36)** pionnier de la CFAO en France depuis cette date, avait établi les bases de cette technique lors de son travail de thèse portant sur l'empreinte optique. En 1982, il parvient avec son équipe à mettre en place une chaîne technologique permettant d'élaborer les premières couronnes unitaires par CFAO.(DURET *et al,* 1985 **(116)**)

Il montre la place de l'informatique en odontologie, et son potentiel permettant l'acquisition une image en 3D à partir d'un modèle positif unitaire. Le principe de cette acquisition est la numérisation d'un ensemble de points sur la représentation informatique. En optimisant le nombre de points, un usinage à axes multiples permet d'obtenir un résultat de qualité : la pièce prothétique répond aux critères de la chirurgie dentaire (miniaturisation, critères des dispositifs médicaux sur mesure unique, adaptation…).

Différents laboratoires ont mis au point et fait évoluer des systèmes CFAO pour l'odontologie, avec des spécificités pour chacun d'eux.
(UNGER, 2003 **(117)**)
(UNGER, 2005 **(118)**)

- Certains proposent de la CFAO, d'autres uniquement de la FAO.
- L'application logicielle est différente selon le système CFAO ou FAO en fonction de l'objet numérisé.
- La concurrence se diversifiant, les fournisseurs proposent l'acquisition de systèmes dits ouverts, où le système d'acquisition numérique, le logiciel et la machine-outil peuvent être de marque différente et compatibles entre eux. Ceci va à l'encontre des premiers systèmes, où l'on traitait un travail du début à la fin avec le même fournisseur.
- La machine-outil peut se trouver au laboratoire de prothèse, ou être délocalisée dans un centre régional ou national du fournisseur. Pour d'autres systèmes, les données sont traitées dans un centre unique et spécifique de la marque (délocalisation internationale).

1.1. Les différents procédés de CFAO

Les variations entre les systèmes viennent de la fonction des différentes machines, du logiciel utilisé ou du type du matériau qu'ils peuvent traiter.

D'après Witkowski, 2001, **(119)** trois catégories de procédés de CFAO dentaires peuvent être décrites :

► **Les procédés soustractifs**

► **Les procédés additifs sur une réplique de moignon**. Représentés par les systèmes Wolceram® et Procera In-Ceram® (décrits dans la première partie), ils ne concernent pas la zircone Y-TZP, et ne seront donc pas traités dans cette partie.

► **Les procédés additifs de formage libre par couches successives** : cette partie ne sera pas exposée dans cette étude car peu développée pour le domaine dentaire, notamment du tout céramique. Ce sont des procédés qui font appel à plusieurs techniques : la projection semblable au principe des imprimantes à jets d'encre, le frittage sélectif par laser, et la stéréolithographie.

Actuellement, la recherche et le développement de la CFAO dentaire se font vers les procédés soustractifs pour l'obtention de bridges tout céramique.
Selon l'orientation que leurs donnent les sociétés industrielles, ces procédés sont caractérisés par diverses options technologiques:

- les systèmes d'acquisition numérique (triangulation laser, lumière structurée ou grille projetée, palpeur, empreinte optique en bouche)
- l'objet numérisé (MPU ou maquette en cire)
- la modélisation des prothèses
- les machines-outils et leurs aptitudes en matière de précision, matériaux, et dimensions
- les matériaux utilisables.

(PIEUS, 2007 **(120)**)

1.1.2. Les procédés soustractifs : les principes

Ces procédés permettent l'usinage de blocs de matériaux par soustraction de matière à l'aide de machines à commande numérique.

Nous allons décrire dans cette partie les différents systèmes technologiques de CFAO : les systèmes d'acquisition numérique, la nature de l'objet numérisé, la modélisation par CAO, et les machines-outils de FAO.

1.1.2.1. Les systèmes d'acquisition numérique

L'acquisition numérique est l'étape consistant à relever les dimensions du support de la prothèse ou de la maquette prothétique elle-même. C'est l'étape équivalente, en prothèse traditionnelle, à l'empreinte en bouche permettant d'obtenir une réplique (moulage) en plâtre ou en résine, qui servira de modèle. Il existe 3 systèmes de saisie optiques et un système de saisie par palpeur.

***La triangulation laser**

A partir d'une position donnée par rapport à l'objet à numériser, l'émetteur laser projette un rayonnement sur une section de la surface de l'objet. Chaque point de la surface touchée par la source lumineuse est capté par une caméra intégrée au numériseur et des coordonnées X, Y, Z ainsi que l'intensité de chacun de ces points sont enregistrées dans la mémoire de l'ordinateur qui contrôle le numériseur. Les positions sont enregistrées par rapport à un système de coordonnées internes à l'émetteur.

Cette opération est répétée des millions de fois à la seconde grâce au déplacement du modèle. Cela génère un fichier très dense de points appelé nuage de points. Ce fichier est apparaît à l'écran de l'ordinateur et affiche la forme tridimensionnelle de la surface numérisée.

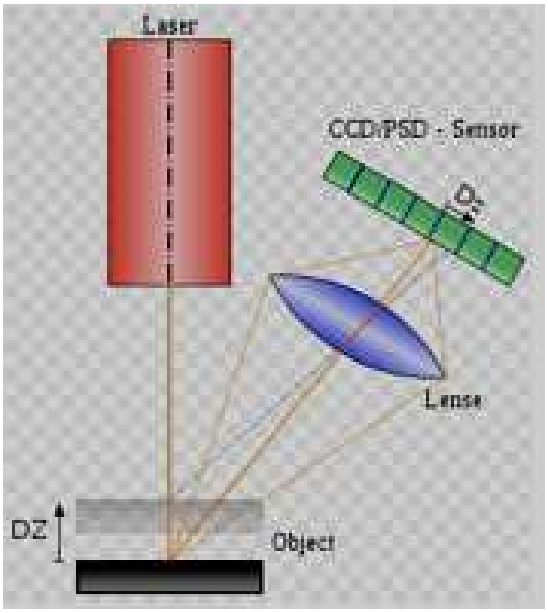


Figure 96. Principe d'un détecteur utilisant la triangulation laser.
Deux positions de l'objet sont montrées. **(121)**

Les scanners balayent la totalité de la surface du modèle grâce à un mécanisme qui permet une rotation du modèle dans trois axes de l'espace. Ainsi la caméra numérique va pouvoir analyser les distorsions du rayon au fur et à mesure de sa progression. La qualité de la reconstruction 3D dépend de la distance existante entre chaque point scanné, c'est ce qu'on appelle la résolution.

Cette technique est appelée triangulation parce que le point laser sur le modèle, la caméra et l'émetteur laser forment un triangle. Ce procédé produit des lignes dans les trois sens de l'espace, qui assemblées, forment l'image tridimensionnelle.

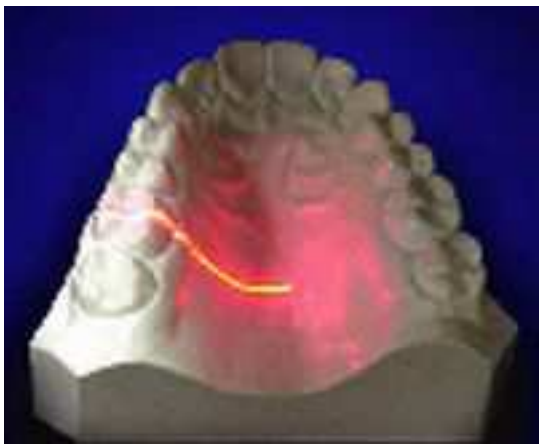


Figure 97. Faisceau laser dans la méthode de triangulation.

***La grille projetée ou lumière structurée ou phénomène du moiré**

Par définition le moiré est un effet de contraste changeant avec la déformation d'un objet, indépendamment des effets d'ombre. On peut obtenir un tel effet en observant deux grillages l'un derrière l'autre à une certaine distance. Il s'agit d'un phénomène d'interférences spatiales entre deux réseaux superposés.
Ce phénomène est utilisé pour analyser la déformation d'un objet ; et il permet aussi d'expliquer le phénomène de tramage (ou franges) que l'on a lorsque l'on numérise (scanne) une image composée de points.

Dans cette technique, le scanner à lumière structurée projette un motif lumineux (projection de franges de lumière) sur l'objet à numériser, et en observe la déformation. L'image est projetée à l'aide d'un vidéoprojecteur LCD ou laser.

(Vidéoprojecteur LCD (Liquid Cristal Display) :
-Ecran LCD : écran à cristaux liquides, qui, emprisonnés entre deux plaques de verre polarisées par des électrodes, se déplacent et fournissent l'image désirée.
-Dans le cas de la vidéoprojection, la lumière d'une lampe halogène traverse ou se reflète sur trois panneaux LCD correspondant chacun aux trois couleurs fondamentales : rouge, vert, bleu. Les trois images sont ensuite recomposées pour n'en faire qu'une, laquelle est alors projetée sur l'écran via un objectif).

Une caméra, située à proximité du projecteur, enregistre l'éventuelle déformation de cette image. Une technique similaire à celle de la triangulation est utilisée pour calculer la distance

entre les 2 images, donc la position des points de cette déformation. C'est le différentiel des coordonnées de la trame lumineuse projetée et de celle déformée sur le modèle qui permet l'obtention d'une image 3D numérique.

Le point fort de ces scanners 3D à lumière structurée est leur grande rapidité, car ils ne scannent pas bande par bande, mais tout le champ de vision en une fois.

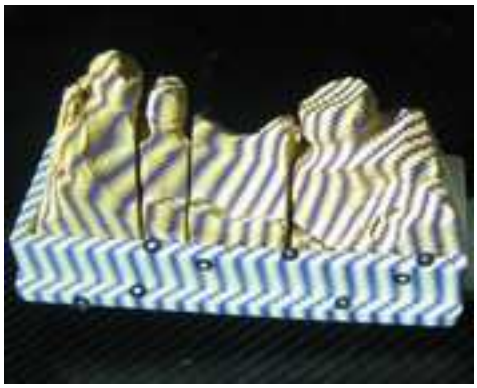


Figure 98. Projection de franges de lumière dans la méthode de grille projetée.

***Holographie conoscopique**

L'holographie est également une technique de scannage sans contact.
Ce procédé de photographie permet d'obtenir un hologramme : il s'agit d'une image 3D résultant d'interférences entre les ondes réfléchies par l'objet illuminé et d'une partie du même faisceau laser utilisé pour éclairer cet objet.

Dans un système conoscopique, un rayon laser est projeté sur une surface puis la réflexion au travers du même faisceau passe à travers un cristal biréfringent (calcite ou niobate de lithium) et est envoyé sur un capteur CDD. Ce capteur CDD transforme les photons qu'il reçoit en électrons par effet photo-électrique. Le nombre d'électrons est proportionnel à la quantité de lumière reçue. La fréquence des motifs de diffraction peut être analysée et permet de déterminer la distance par rapport à cette surface. Là encore, les différents points numérisés sont enregistrées dans un système de coordonnées interne.
L'hologramme est enregistré avec une lumière monochromatique, ponctuelle et incohérente : le laser.
Les détails enregistrés sont très petits : <5µm.

(GAVA D, 1998 **(122)**)

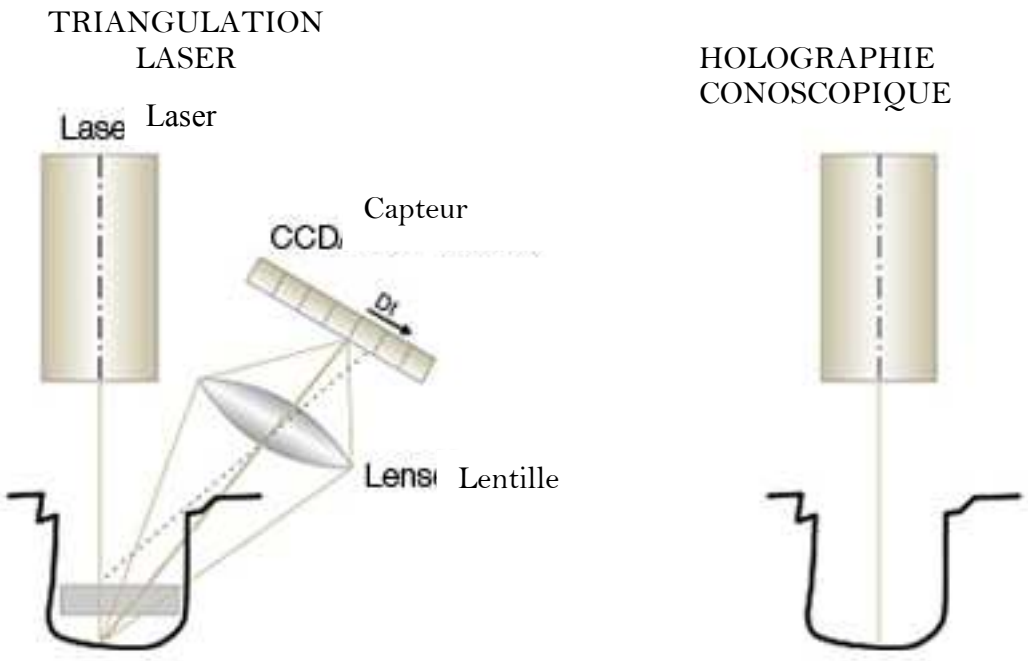


Figure 99. Comparaison des faisceaux laser dans la triangulation et dans l'holographie conoscopique.
D'après Nobel Biocare™. **(123)**

L'atout principal de l'holographie conoscopique est qu'un unique faisceau (aller-retour) est nécessaire pour effectuer la mesure : contrairement aux techniques de capture 3D par triangulation laser par exemple, ici les faisceaux projetés et réfléchis empruntent respectivement la même trajectoire linéaire en direction et à partir de l'objet scanné. Cette méthode rapide permet la mesure d'angles prononcés (jusqu'à85°) et de cavités profondes, de même que le scannage de plusieurs dies à la fois.

En 2009, un partenariat entre le système Procera® (Nobel Biocare) et la société israélienne de métrologie optique OPTIMET Ltd. a permis de mettre au point ce type de scanner à holographie conoscopique : le scanner Nobel Procera™ qui a été mis sur le marché en avril 2010.

Figure 100. Nobel Procera® Scanner. **(123)**

(OPTIMET, 2010 **(124)**)
(TOUATI B *et al,* 2008 **(125)**)
(TOUATI B *et al,* 2009 **(126)**)
(Nobel Procera, 2010 **(123)**)

***Le palpeur**

Il n'existe que peu de système faisant appel à la numérisation par palpage.

Commercialisés par Nobel Biocare™, c'est la société Renishaw® qui a mis au point les Scanner Procera® Piccolo et Procera® Forte, les deux systèmes que l'on associe comme représentants du micro-palpage.

La méthode est la suivante : la pointe du palpeur, en contact avec l'objet à analyser transmet à l'ordinateur les valeurs enregistrées au cours de la trajectoire autour de l'élément examiné. Le palpeur à pointe de saphir Procera® permet une précision de 5 microns en moyenne.

Ce système a pour inconvénient de ne pas pouvoir enregistrer les reliefs importants, comme par exemple un congé trop profond. Ce vide préjudiciable apparaissant sur la préparation à l'écran de l'ordinateur pourra être comblé par le prothésiste dentaire.

Le double scannage de la chape en cire est également envisageable.

La précision d'une empreinte classique est comprise est comprise entre 20 et 50 microns.

Pour une méthode par micro-palpage elle est de 20 voire 30 microns, alors que pour une empreinte optique celle-ci peut atteindre 5 microns.

1.1.2.2. L'objet numérisé

***Numérisation des maquettes**

Les premiers systèmes d'usinage de la zircone capturaient mécaniquement la forme de la surface d'une maquette afin de la numériser. La maquette en cire y est donc traditionnellement réalisée par le prothésiste. Ce fût, par exemple, le cas du premier centre d'usinage Cercon® de Dentsply.

Cette numérisation de la maquette en cire permet aussi, via internet de communiquer avec un centre de production distant, comme le système Procera® Piccolo de Nobel Biocare™. (Réalisation de couronnes, facettes et piliers).

Aujourd'hui, la numérisation de maquettes d'armature s'avère surtout nécessaire pour pallier les champs d'applications parfois restreints des logiciels de CFAO. C'est encore le cas pour la réalisation de certains composants de supra-structures sur implants où les logiciels de CAO doivent être encore optimisés.

Dans la pratique courante, c'est désormais la modélisation de modèles qui est adoptée.

***Numérisation des modèles**

La numérisation 3D des modèles en plâtre (ou MPU) est un procédé éprouvé, et la première étape dans le processus numérique de conception et fabrication assistées par ordinateur des prothèses dentaires.

Après la réalisation d'une empreinte conventionnelle, la numérisation des MPU conduit à l'obtention d'un modèle de travail virtuel sur lequel une maquette virtuelle sera conçue.

Tous ces systèmes d'acquisition numérique offrent une précision de l'ordre de 20µm.

Les principales différences entre ces systèmes sont :
-la capacité à numériser des matériaux plus ou moins réfléchissants
-la productivité : fonction multi-dies pour numériser simultanément plusieurs éléments unitaires de prothèses distinctes
-le champ d'applications : numérisation d'arcades complètes, d'antagonistes, de mordus, de l'occlusion,…

Le système Procera® (Nobel Biocare), qui fait parti des systèmes additifs (excepté pour l'usinage de la zircone), permet de scanner, via un palpeur, aussi bien les MPU que les maquettes lorsque l'on souhaite établir des formes homothétiques ou particulières d'éléments unitaires ou pluraux. Pour le système Procera®, seul le palpeur Procera® Forte est approprié pour des restaurations plurales (numérisation jusqu'à 14 éléments grâce à ces 5 axes).Le palpeur Piccolo à seulement 3 axes ne peut tourner tout autour de la pièce Il est réservé à la prothèse unitaire.

Figure 101. Numérisation simultanée de 16 dies avec le scanner DW® de Dental Wings.
(121)

***Numérisation des empreintes**

Les avancées technologiques en matière de capture numérique du support de la prothèse, se font de plus en plus en amont dans les étapes cliniques.

Les fabricants ont mis au point des systèmes de scannage des empreintes réalisées par le chirurgien dentiste. Les avantages qu'ils avancent sont les suivants :

-réduire le besoin de modèle de travail au laboratoire
-accroître la productivité des laboratoires
-numérisation directe de l'empreinte et envoie de la version numérique par le chirurgien dentiste via internet : la conception peut débuter plus tôt.

Figure 102. Numérisation d'arcades en occlusion 3D avec le scanner R700 de 3Shape.

Ce système de numérisation laisse planer des doutes quant à la fiabilité et à la précision de ces empreintes numériques. De plus, sans modèle en plâtre, la validation de l'occlusion s'avère rocambolesque…

A cela les fabricants mettent en avant la nécessité de performance des éditeurs de logiciels de CAO. Mais nul doute que dans un avenir très proche, des réponses vont être apportées.

Pour ce qui est de l'occlusion, la fabrication de modèles physiques à partir des modèles virtuels permet de valider ces données. L'essayage de l'infrastructure au cabinet avec en parallèle la réalisation du modèle qui va servir à valider l'occlusion lors de la finition céramique diminuerait le temps de réalisation globale de la prothèse. Cependant la fabrication d'un modèle physique a un coût bien supérieur à celui de la réalisation d'un modèle en plâtre.

A l'avenir, la cinématique permettra de remplacer la validation physique occlusale par une méthode numérique avec des modèles virtuels de la prothèse, du système articulaire et de l'anatomie occlusale.
(Guide de la CFAO dentaire, 2009 **(121)**)

***Numérisation intra-buccale et empreinte optique.**

Figure 103. Exemple de machine pour empreinte optique. LAVA COS™.3M-ESPE. **(100)**

Cette capture numérique se passe de moulage. Plusieurs fabricants proposent leurs systèmes qui ont pour intérêts communs : l'absence du désagrément de la prise d'empreinte

pour le patient, et la précision potentiellement maximale de l'empreinte et de la future prothèse car il n'y a plus d'interférence avec un matériau d'empreinte.

Comme la technique précédente, là encore le gain de temps est significatif.

L'empreinte en bouche a été initiée par F. DURET avec le Duret System, mais aujourd'hui c'est le système CEREC Connect® de Sirona qui a une grande part sur le marché concernant la technique d'empreinte intra-buccale.

►Pour une empreinte numérique avec ce système, il faut donc une unité de prise d'empreinte **CEREC AC®** (remplace le CEREC 3®) dotée de la caméra 3D CEREC BlueCam® et du logiciel CEREC Connect®. **(127)**

Figure 104. Caméra 3D CEREC BlueCam®.Sirona. **(127)**

<u>Principe du système d'empreinte optique CEREC AC® :</u>

-Caméra de haute résolution autofocus 25x27µ à lumière bleue
-Saisie automatique des images
-Utilisation d'un spray de contraste en bouche
-2 minutes pour saisir une arcade complète.
-Logiciel CEREC 3D®.

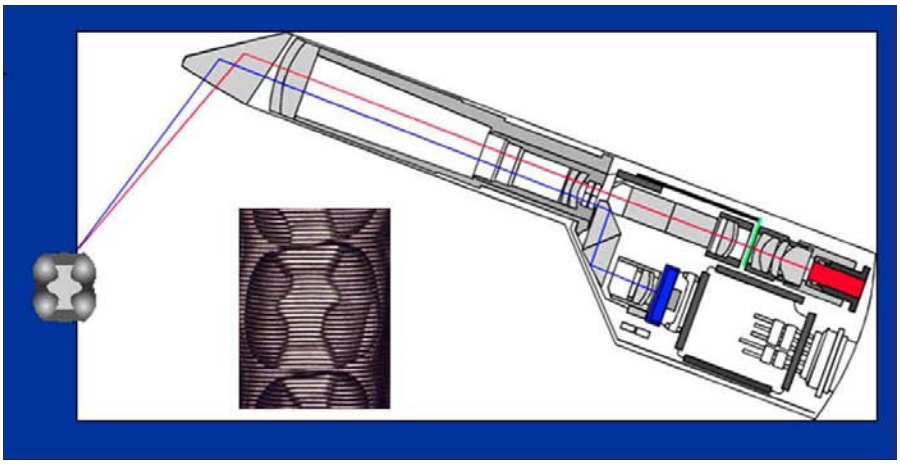


Figure 105. Prise d'empreinte avec la camera 3D CEREC BlueCam®. **(127)**

Les avantages de la caméra 3D CEREC BlueCam:

-La réduction du nombre des étapes sécurise praticien et prothésiste
-Pas d'imprécision due au matériau ou à sa mise en œuvre
-Pas de désinfection, ni d'emballage
-Pas de déformation incontrôlée du matériau d'empreinte.

Indications et matériaux :

-A l'heure actuelle, ce système permet la réalisation d'éléments unitaires : inlays, onlays, facettes, couronnes.
-L'extension de cette gamme aux bridges est à l'étude.
-Les matériaux disponibles sont les suivants : oxyde de zirconium, oxyde d'aluminium, céramique feldspathique conventionnelles et renforcées, résines, métaux précieux et non précieux.

(SIRONA, 2010 **(127)**)

►Depuis peu, l'empreinte optique qui était jusque là l'apanage du CEREC®, fait un retour en force au cabinet dentaire avec le **LAVA™ COS (Chairside Oral Scanner) (3M ESPE)**.

Le principe de la caméra sous forme de pièce à main et du transfert des informations via internet sont les mêmes que le CEREC®.

Principe du système d'empreinte optique LAVA ™COS :

-L'atout principal par rapport à son concurrent est le mode d'empreinte en vidéo (flux continu) alors que le CEREC® prend des clichés successifs (technique dite du « Point & Click).
-Poudrage
-Scannage d'une arcade en 3 à 4 minutes.
-Logiciel Dental Wings
-Usinage au laboratoire avec une machine CNC Lava™ et Dental Wings Software Design.
-Equipement destiné aux grands laboratoires commerciaux et aux centres d'usinage régionaux.

Indications et matériaux :

-Là encore, les restaurations unitaires restent les indications pour le moment, avec le début d'un équipement pour les armatures et les bridges.
(LAVA™. 3M-ESPE **(100)**)

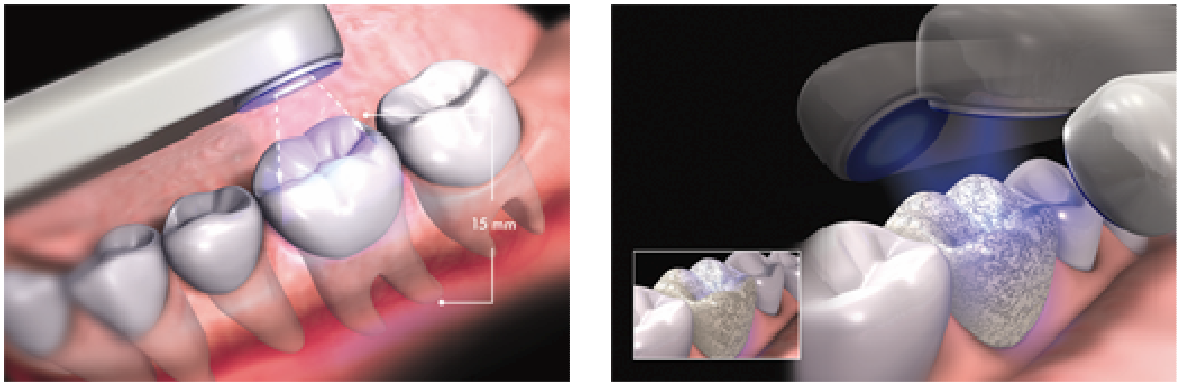


Figure 106. CEREC, LAVA COS, E4D : le poudrage des surfaces en bouche est préalable au scannage par triangulation laser.

►iTERO™/ Cadent™

-Système de prise d'empreinte numérique intra-buccale
-Caméra sans poudrage préalable
-Fabrication des modèles centralisée en Israël
-Marché US.
-Réalisation d'éléments unitaires, et de bridge grâce à une grande amplitude de zone de scannage

(iTERO™, 2020 **(128)**)

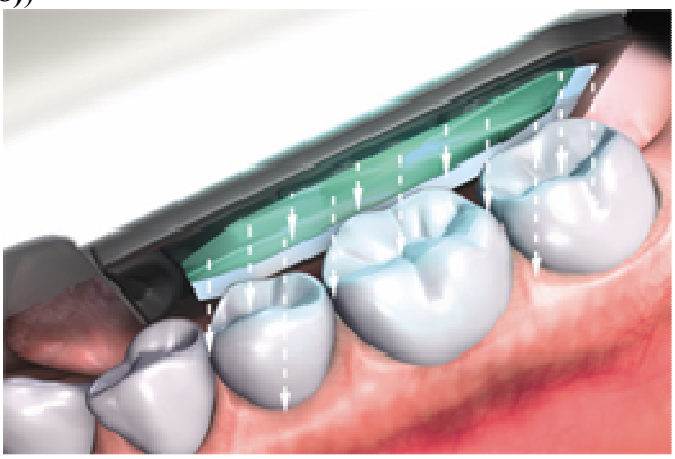


Figure 107. Pas de poudrage préalable pour le scannage avec le système iTERO™.

►E4D Dentist™/ D4D Technologies LLC

Système de prise d'empreinte numérique commercialisé par Henry Schein.
Permet la réalisation d'éléments unitaires (inlays, onlays, facettes, couronnes).
(E4D SKY™, 2010 **(129)**)

►Tableau X. Comparatif des 4 systèmes d'empreinte optique actuellement commercialisés

	CEREC AC®	LAVA COS ™	iTERO™	E4D Dentist™
Arcade complète	OUI	OUI	OUI	NON
Poudrage	OUI	OUI	NON	OUI
Usinage centralisé	NON	OUI	OUI	NON
Réalisation de bridge (ou à venir)	3 unités	OUI	OUI	NON

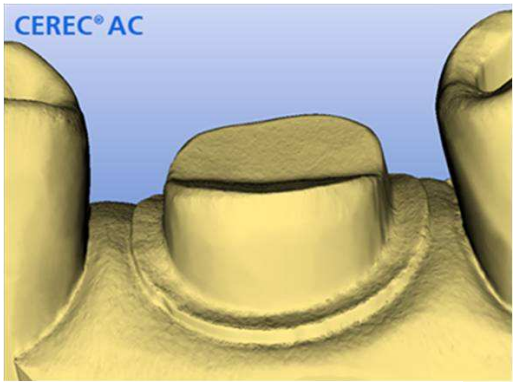


Figure 108. 3 images, saisie automatique. CEREC®AC

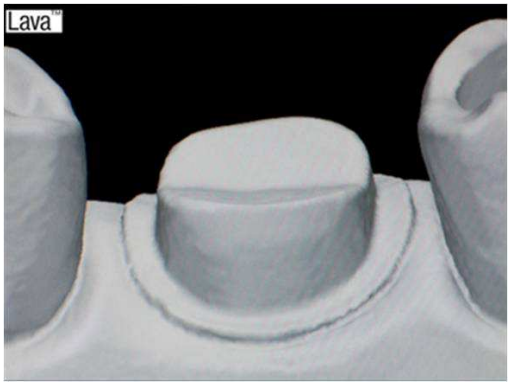


Figure 109. Saisie vidéo. Lava™ COS

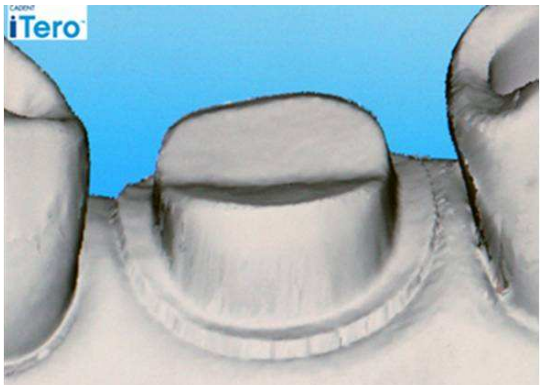


Figure 110.
2O images, saisie manuelle
iTERO™

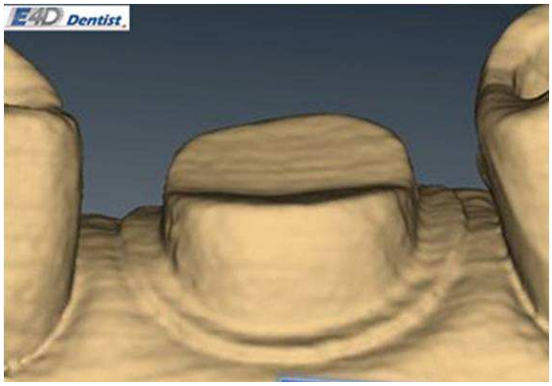


Figure 111.
9 images, saisie manuelle
E4D Dentist™

A l'heure actuelle, même s'il est théoriquement possible d'utiliser l'empreinte optique pour la réalisation d'une infrastructure de bridge en zircone Y-TZP, il ne s'agit pas encore de la panacée, et l'investissement financier reste lourd. Ces techniques numériques, toujours en développement, ont sans doute un bel avenir devant elles.

***Numérisation des fabrications**

Outre l'utilisation d'un système d'enregistrement numérique au départ de la chaîne de CFAO, on peut avoir recours au scanner pour le contrôle dimensionnel sans contact des pièces produites. La maquette virtuelle issue de la CAO est comparée avec la construction 3D de la pièce numérisée. Un logiciel de contrôle 3D permet de détecter la présence d'écarts dimensionnels entre les deux pièces 3D, et de savoir s'ils sont compris ou non dans la zone de tolérance donnée.

(Guide de la CFAO dentaire, 2009 **(121)**)

***Evaluation de deux méthodes de numérisation : celle des maquettes Vs celle des modèles**

Une étude de 2009 (CASTILLO de Oyagüe R *et al* **(130)**) a cherché à mettre en évidence une possible différence de précision d'adaptation verticale d'armatures en zircone entre deux méthodes de numérisation. Trente armatures de bridges postérieurs mandibulaires de trois éléments ont été réalisées avec le système de CFAO Cercon®-Dentsply®. Un laser optique a enregistré les contours de quinze armatures en cire alors que l'enregistrement de la forme était réalisé directement sur le maître-modèle pour les quinze autres. Toutes les infrastructures en zircone ont été scellées sur les maîtres-modèles métalliques avec un dispositif permettant d'exercer une pression définie et constante.

Une **meilleure précision a été obtenue à partir d'une lecture optique directe du modèle** par rapport à une lecture de la maquette en cire ; bien que les deux techniques de numérisation soient cliniquement acceptables en terme de hiatus.

1.1.2.3. La modélisation des prothèses : Conception Assistée par Ordinateur (CAO)

***Du nuage de points à la modélisation 3D**

Les systèmes d'acquisition numérique vont recueillir, quelque soit le type d'objet digitalisé, des données stockées sous forme de maillage de points (ou nuage). Ces données vont être traitées par un logiciel permettant la création d'une maquette prothétique (CAO).

Les nuages de points produits par des scanners 3D ne sont bien souvent pas utilisables tels quels. La plupart des applications ne les utilisent pas directement, mais se servent à la place d'une modélisation 3D.

La modélisation 3D se fait par un logiciel tiers de traitement des nuages et de conversion en fichiers STL.

***Le standard numérique STL**

Dans le système de CAO/ FAO, la communication numérique se fait grâce à un format industriel, dit format standard STL. Ce format de programmation générique permet d'importer et d'exporter des données 3D. Il s'agit d'un standard de facto industriel pour la production de pièces, de prototypes, et d'outillage à partir de représentations 3D.
Ce format est apparu avec la stéréolithographie (technique de polymérisation de résine par laser) il y a un peu plus de 20 ans pour permettre la communication de données de CAO aux machines de fabrication additive.

Tous les logiciels de CAO et ceux de FAO ayant un export STL sont donc en mesure de communiquer entre eux même s'ils ne sont pas issus du même fournisseur. On parle alors de systèmes « ouverts », c'est le cas de la quasi-totalité des systèmes actuels.

C'est donc grâce à ces logiciels de CAO utilisant le standard industriel STL qu'il est possible d'échanger et de transmettre des informations entre différents logiciels de CAO et de FAO, et de permettre ainsi la modélisation de la pièce à réaliser.

Il existe principalement deux types de modélisation : par facettes ou par courbes.

***La modélisation par facettes ou modélisation polyédrique**

Cette modélisation permet de créer des objets complexes à partir de facettes (triangles ou quadrilatères). L'inconvénient est son manque de précision : lorsqu'on se rapproche trop de l'objet, les bords apparaissent comme constitués de segments. Pour y remédier, il faut alors augmenter la précision, et par la même augmenter le temps de rendu.

(MANN F, *et al,* 2006 **(131)**)

***La modélisation par courbes ou modélisation paramétrique**

Cette modélisation permet de produire un objet aux parois et aux bords lisses.

Elle est représentée par plusieurs types de courbes possibles : Nurbs, b-Splines, Courbes de Béziers, etc…

Chaque objet est défini par des surfaces paramétrées (surfaces définies par des équations). Ces courbes ont l'avantage de ne pas « facetter ». Les bords de l'objet sont toujours lisses quelque soit le zoom effectué, à l'inverse des modèles polyédriques appelés aussi « fil de fer ».

Voilà pourquoi tous les grands programmes exploitent cette modélisation par courbes.

> *Les NURBS (Non-Uniformal Rational B-Splines) sont des représentations mathématiques de la géométrie en 3D pouvant décrire avec précision toute forme, d'une simple ligne 2D, un cercle, un arc ou une courbe à une surface ou un solide organique 3D de forme libre très complexe.*

(RHINOCEROS, 2010 **(132)**)

***La conception en pratique**

L'ordinateur ayant récupéré les éléments numériques de la prise d'empreinte optique, il élabore un modèle de travail numérique en positionnant très précisément les uns par rapport aux autres les volumes des dents préparées (MPU numériques), les limites cervicales, les zones édentées. A l'écran, un modèle virtuel peut tourner dans tous les sens, être vu sous tous les angles et analysés en fonction de la prothèse à élaborer.

Le prothésiste dentaire chargé de la conception de l'armature par ordinateur, dispose de nombreuses préformes numériques des dents (sorte de bibliothèque). Ces préformes numériques sont disposées sur les MPU, puis adaptées aux volumes de chaque MPU en les déformant avec le pointeur de la souris. On contrôle les limites cervicales, l'épaisseur et l'espacement choisi, et la nécessité éventuelle de préparer des bandeaux. Cette étape permet aussi de placer les intermédiaires au niveau des zones édentées ainsi que de créer des connexions.
Selon le système de CAO et les compétences du personnel, l'opération prend entre 1 et 5 minute(s).
Certains systèmes font également une proposition complète que l'on peut modifier.

A la fin de cette phase de CAO, on peut observer à l'écran la maquette de la future prothèse, avec des dimensions calculées et contrôlées par le logiciel.

La modélisation des faces occlusales demeure un point sensible car le choix de préformes proposées doit être adapté aux faces occlusales des dents antagonistes. Si cette adaptation peut être faite par le logiciel de CAO, il est indispensable d'une part de numériser les faces occlusales antagonistes ou une cire de diagnostic ou sa clef, et d'autre part d'analyser les mouvements mandibulaires.

On atteint alors ici les limites des systèmes actuels où DCS Précident®, CEREC®, LAVA®, et DigiDENT® proposent un premier abord de cet aspect occlusal. Des travaux ont permis une approche un peu plus poussée de l'occlusion sur le système Cynovad Pro 50™.

1.1.2.4. Les machines-outils et la Fabrication Assistée par Ordinateur (FAO)

Le développement du machinisme industriel et de la microtechnique a permis la création de machine-outil guidée par ordinateur. Ces machines, constituées d'un moteur entraînant une fraise pour tailler un bloc de matériau défini, vont sculpter la prothèse ou l'armature en fonction de ce qui a été déterminé par la CAO. On obtiendra la prothèse telle qu'elle apparaît à l'écran, ou telle la maquette en cire élaborée traditionnellement.

La FAO est donc une composante essentielle d'intégration numérique. Elle est l'interface entre la CAO et la machine de mise en forme du matériau.

***Usinage**

Le but de la FAO est d'écrire le fichier contenant le programme de pilotage d'une machine-outil à commande numérique (MOCN). Ce fichier décrit les mouvements que doit exécuter la machine-outil pour réaliser la ou les pièces demandées.

Après avoir importé la modélisation 3D dans le logiciel de FAO, le programmeur élabore les parcours d'outils en respectant les types d'outils, les vitesses de coupes, d'avance des instruments, et les stratégies d'usinage à mettre en œuvre.

En effet, bien que chaque armature ait une géométrie unique, la morphologie générale des armatures est constante et permet de définir des stratégies d'usinage qui sont incorporées aux logiciels pour la génération automatique des programmes d'usinage.

Tous les logiciels de FAO, ouverts ou intégrés dans des systèmes complets permettent la génération automatique de programmes d'usinage de couronnes, chapes, et armatures de bridge.

L'usinage par des MOCN demeure le seul moyen aujourd'hui d'exploiter la zircone pré-frittée et, avec des machines plus robustes, la zircone frittée.

Au départ, le nombre de machines-outils était restreint et celles-ci faisait partie de solution de CFAO complète.

Les logiciels de CAO ouverts ont entrainé la fabrication de nombreux modèles de machine d'usinage indépendante.

***Machines faisant partie d'une solution de CFAO complète**

Début 2000 trois fournisseurs d'équipements pour laboratoires furent les premiers à proposer des machines avec une programmation d'usinage totalement automatisée, développées spécialement ou essentiellement pour la mise en forme d'armature en zircone :

-Cercon (Dentsply Degudent)
-Cerec (Sirona)
-Everest (Kavo)

Le système Kavo est le plus polyvalent en offrant un large choix d'applications et de matériaux bruts à usiner (disques, blocs, barres, lingotins).

Au même moment des entreprises se sont lancées sur le marché spécifique de la CFAO d'armatures :

-Precident (DCS Dental).
-DentaCAD (Hint(Els)

En 2006, Bien-Air rachète DCS et arrête la commercialisation de Precident pour deux nouvelles machines :

-Mill200 (Bien-Air)
-Mill300 (Bien-Air)

On pourra citer également la solution complète :

-Zenotec T1, 4, ou 5 axes (Wieland)

Ces solutions complètes ont l'avantage d'être « prêtes à l'emploi », plus facile à mettre en œuvre avec une chaîne numérique sans rupture et des programmations d'usinage totalement automatisées de la conception à la finition.

Le problème est la rentabilité pour les « petits » laboratoires, mais la pression des utilisateurs et face à la concurrence, les industriels commencent à revoir leur système commercial et budgétaire.

***Machines et systèmes ouverts**

Avec l'arrivée des systèmes de CAO ouverts, des fabricants de machines industriels ont proposé, des machines pour le domaine dentaire.

Désormais, une quinzaine de machines sont sur le marché français pour l'usinage de matériaux tendres ou très durs comme la zircone totalement frittée.

En général les machines sont livrés avec un logiciel de FAO intégré, mais il est possible d'en utiliser un concurrent ou de le compléter pour étendre le domaine d'applications de la machine.

On a donc la liberté du choix des fournisseurs de matériaux (grâce aux exports STL des logiciels de FAO), mais cela implique de définir les protocoles de fabrication.

***Les axes**

La sculpture de la prothèse est gérée par un logiciel spécifique qui transforme les valeurs numériques de la maquette CAO en mouvements analogiques permettant des déplacements relatifs et contrôlés de la fraise et du bloc.

Le déplacement des pièces peut se faire selon trois axes : vertical, latéral, et transversal d'avant en arrière, ainsi que par des rotations autour de ces trois mêmes axes.

On parle ainsi de machines trois axes (les plus fréquentes en FAO dentaires) pour des déplacements en trois plans, et de cinq ou six axes lorsqu'il y a possibilités de rotations supplémentaires.

Il est évident que plus la machine est sophistiquée et que la combinaison des déplacements est importante, plus la prothèse pourra être complexe et bien finie.

-Les machines 3 axes sont suffisantes pour usiner des couronnes, chapes et bridges.

-Les machines 4 axes permettent en plus l'usinage de piliers.

-L'usinage sur 5axes est nécessaires pour les supra-structures complexes, ou l'usinage simultané d'une série de piliers.

Aujourd'hui, seul le système Everest® (Kavo) propose un usinage selon cinq axes.

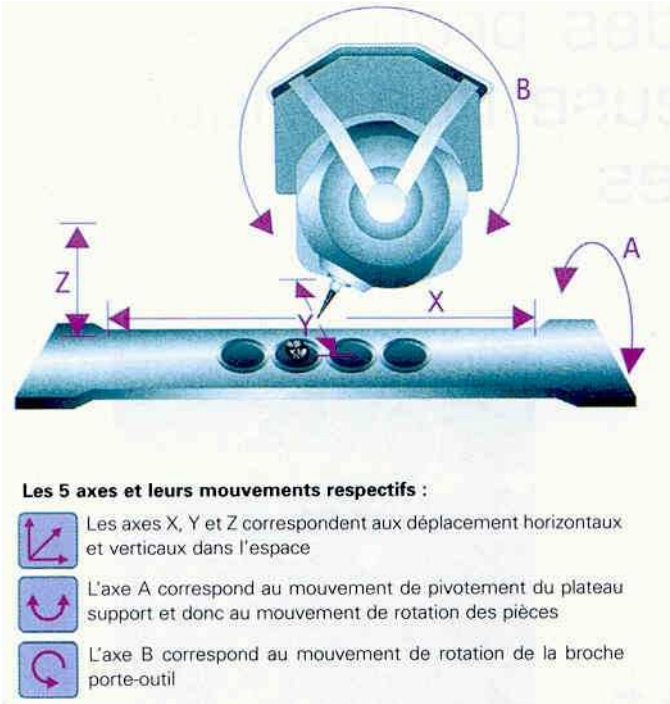


Figure 112. Les cinq axes de rotation de KaVo Everest® CAD/CAM. **(133)**

Un autre aspect qui différencie ces machines-outils est le nombre de fraises et leurs dimensions qu'elles ont à leur service. Le système DCS Précident® qui peut usiner un grand nombre de matériaux, dispose d'un nombre conséquent d'outils.

Enfin, la complexité de certaines machines peut leur permettre l'usinage simultané de plusieurs blocs de matériaux. Cella peut aller de deux blocs de matériaux différents pour DCS Précident® à une vingtaine de blocs identiques (zircone Y-TZP) pour le système LAVA®.

1.1.2.5. Traçabilité

Les systèmes de CFAO n'échappent pas aux normes législatives de traçabilité. Tous les blocs de matériaux utilisés sont identifiés par un code à barres et parfois par une carte à puce individuelle. Toutes les informations sont donc enregistrées et consultables : composition du bloc, nom du fabricant, dates de fabrication, d'usinage, noms des patients, prothésistes, praticien…

1.2. La CFAO au service de la prothèse fixée : un cas de précision!

Chacun doit garder à l'esprit que la CFAO est un outil à notre service et non l'inverse. Elle doit être capable de mieux faire que la méthode traditionnelle manuelle, et pour cela, produire des images suffisamment détaillées et précises.

En CFAO, le traitement des modèles de travail est très important car de leurs qualités va en dépendre notamment l'ajustage des prothèses et la santé parodontale du patient.
Il est impensable de vouloir concevoir une armature de prothèse fixée sans respecter les données anatomiques et prophylactiques que nous impose la forme de cette muqueuse.

* Cependant en prothèse fixée, un ajustage précis exige l'exposition et la visualisation des limites marginales, ce qui ne peut être obtenu que par un découpage et un détourage des dies.
Les sciages des dies, les positionnements des pins, l'élimination du festonnage gingival engendrent des imprécisions dans le socle de positionnement ainsi que la forme des tissus parodontaux. Ces derniers sont essentiels pour le profil d'émergence de la prothèse et la santé parodontale du patient. La CFAO, et plus précisément la CAO offre de nouvelles possibilités : il s'agit tout d'abord du repositionnement optique. Cela permet de repositionner uniquement par reconnaissance de forme et au pixel près un MPU dans son modèle global.

Fig. 113a

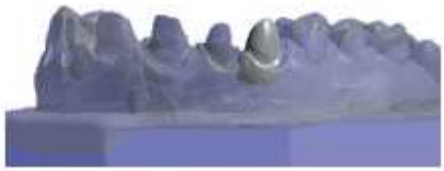


Fig. 113b

Fig. a : un die scanné individuellement.
Fig. b : par reconnaissance optique tridimensionnelle le logiciel va repositionner parfaitement pixel par pixel, chaque die dans le maître modèle avec une précision absolue.

* Il est également possible grâce au logiciel de modélisation, de contrôler le design, la section, et la position des connexions ; trois facteurs déterminant dans les constructions de bridge.
Le dessin de la zone de jonction se fait en déplaçant des points à l'aide de la souris, beaucoup moins fastidieux que la méthode manuelle…

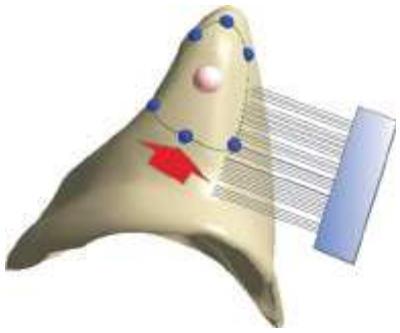


Fig. 113c

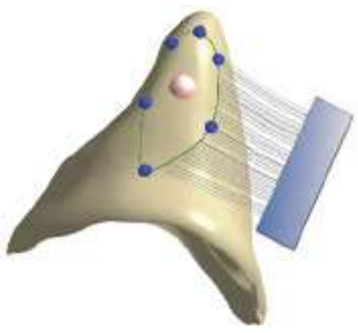


Fig. 113d

Fig. c : Mauvais dessins du dégagement de l'embrasure interdentaire, produisant une zone non brossable, et un effet inesthétique de trou noir.

Fig. d : Déplacement du point apical favorisant l'accès aux poils de la brosse à dent, et augmentant la solidité.

Figures 113a, b, c, d. D'après Georges Bourrelly. **(134)**

Conclusion :

La CAO permet un travail du maquettiste plus agréable avec moins de fatigue visuelle (grossissement par 20 ou 40 à l'écran), mais également plus intelligent et plus performant car la manipulation n'est plus un frein à l'expérience du prothésiste dentaire.

2 Les procédés soustractifs : quelques systèmes industriels commercialisés

Comme nous l'avons annoncé en introduction, les développements majeurs de la CFAO dentaire pour la zircone se font actuellement vers les procédés soustractifs pour l'obtention d'armatures de bridges.

2.1. Le système CEREC inLab® (Sirona Dental Systems-Allemagne)

2.1.1. Introduction

Le procédé In-Céram® Alumina est utilisé depuis 1985. Depuis, d'autres matériaux utilisant cette technologie sont apparus, ce qui a permis d'améliorer les qualités optiques (avec Spinelle®) ou mécaniques (avec Zirconia®) des restaurations engagées. Parallèlement le développement de la CFAO dentaire a permis d'améliorer ces résultats.(DANIEL *et al,* 2000 **(135)**)

Le procédé CEREC inLab®, commercialisé par Sirona Dental Systems, depuis 2001 est quotidiennement utilisé pour la réalisation d'armatures céramo-céramiques avec les matériaux du système In-céram®.

2.1.2. Développement du procédé CEREC inLab®

Il s'agit d'une évolution du CEREC III® utilisé en cabinet. Il associe son unité d'usinage à un scanner laser géré par un logiciel qui permet la conception de l'infrastructure sur ordinateur puis son fraisage.

Les matériaux usinables sur le CEREC inLab® se présentent sous la forme de blocs préfabriqués industriellement et de taille en rapport avec les indications cliniques envisagées. Ils bénéficient de la reproductibilité et de la qualité que peut apporter une fabrication de grande série.

Le CEREC inLab® permet l'usinage des matériaux suivants :

- In-céram® alumina
- In-céram® spinelle
- In-céram® zirconia
- Bloc de céramique feldspathique mark II ou Procad®
- Zircon yttrium : In-céram®-YZ, et depuis 2007, l'IPS e.max CAD LT (WIEDHAHN, 2007 **(136)**)
- Matériaux composites.

CUBES pour infrastructures de bridges à plusieurs éléments*
Avec 2 éléments intermédiaires maximum
Dimensions avant frittage: 15,5 x 19 x 55 mm
Dimensions après frittage, env.: 12,4 x 15,2 x 44 mm
Désignation: YZ 55
Boîte d'1 pièce

Figure 114. Bloc In-Ceram®YZ (VITA™). **(99)**

Le logiciel inLab 3D® permet la réalisation d'inlay-cores, de couronnes Richmond, de bridges sur inlays, de couronnes fraisées support de châssis métallique, d'attelle de contention, de bridges en extension et à piliers intermédiaires multiples. La conception virtuelle et optimisée du dessin des armatures se rapproche également d'une armature en cire traditionnelle.

2.1.3. Principe de fonctionnement du CEREC-inLab®

*** Numérisation**

Cerec a mis sur le marché un nouveau scanner à lumière bleue « inEOS blue » permettant de contrôler visuellement les zones scannées.

La numérisation de la préparation du MPU se fait par **projection de lumière structurée.**

Le déclenchement des clichés est automatique (Autocapture) ou modulable.

Figure 115. Modèle numérisé par la grille projetée du scanner inEOS Blue® Sirona. **(127)**

Les modèles sont positionnés sur des portes-modèles inclinables de 0 à 105°, et de rails de positionnement intégrés permettent une précision maximale lors de la numérisation d'éléments de moyenne ou grande portée. Cette amplitude de mouvement permet d'enregistrer l'ensemble du modèle en évitant les zones d'ombre liées au MPU voisin.

Figure 116. Déplacement libre du modèle sur une plaque de positionnement ou recours aux rails intégrés facilitant la numérisation des bridges.
D'après Sirona, inEOS Blue. **(127)**

Pour faciliter la réflexion de la grille lumineuse, le plâtre doit posséder des caractéristiques spécifiques. Sirona recommande l'utilisation du plâtre Cam Base® Dentona, ou le plâtre GC Fujirock EP noir Black Ebony® pour construire les MPU.

*** Conception de l'armature**

Les informations collectées lors de la numérisation sont transmises à l'ordinateur et la représentation du MPU apparaît à l'écran. La conception de l'armature se fait alors grâce au logiciel de CAO inLab 3D.

La première étape consiste à déterminer les limites de préparations grâce au pointeur de la souris, l'épaisseur de l'armature au niveau axial et occlusal, et enfin les valeurs d'espacement pour le joint en rapport avec les techniques d'assemblage envisagées.

La deuxième étape est destinée au dessin des intermédiaires du bridge : la section est calculée et affichée à l'écran pour ne pas être sous-dimensionnée. Les épaisseurs minimales à respecter sont signalées par le logiciel.

Enfin le logiciel propose le bloc de matériau le plus à même en taille pour être usiné. Le type de matériau peut aussi être choisi en fonction des propriétés optiques recherchées pour le cas clinique.

*** Usinage et post usinage**

Les données numériques issues de la conception à l'écran sont transmises vers l'unité d'usinage.
Il s'agit de la machine inLab ou du modèle supérieur inLab MC XL.
Toutes deux disposent de cinq axes permettant chacun des mouvements de translation-rotation commandés par des moteurs numériques

Avant le démarrage de l'usinage, le CEREC inLab® vérifie la taille du bloc positionné ainsi que les formes des fraises et leur état d'usure.
(REICHEL, 2004 **(37)**)

A la fin de l'usinage, l'armature brute doit être retravaillée manuellement. Il est notamment nécessaire d'ajuster le profil d'émergence souvent en sur contour, pour affiner la limite et l'épaulement cervical qui soutiendront la céramique cosmétique. La forme globale de l'armature est reprise afin d'obtenir une homothétie permettant un travail en compression de la céramique d'émaillage et éviter sa fracture. La précision est de 50µm pour la 1ère machine avec un temps de 15min par élément pré-fritté, et de 25 µm pour la 2ème avec 8min par élément.

Un nettoyage de l'armature par traitement thermique est réalisé pour calciner les résidus du liquide d'usinage, puis le verre d'infiltration est choisi en fonction de la couleur finale à obtenir et du matériau utilisé : il existe quatre verres d'infiltration pour chacun des matériaux. Le verre est déposé sur l'extrados, essentiellement sur les faces occlusales.

*** Conclusion**

Nous soulignerons le fait que ce procédé a su évoluer et s'adapter à l'apparition de nouveaux matériaux comme la zircone préfrittée In-céram YZ®, ce qui en fait un système complexe et performant pour les laboratoires avec un coût d'acquisition concurrentiel.

Le mode de numérisation intra-buccal est adaptable à ce système de FAO via la caméra Bluecam® et le système numérisé CEREC Connect®.

Quant à l'usinage, il peut se faire soit au laboratoire par le centre d'usinage inLab, soit via infiniDENT. Il s'agit d'un service de Sirona qui propose un usinage externe centralisé. Ce centre reçoit par internet les demandes de fabrication d'usinage qu'il réalise puis renvoie l'armature au laboratoire qui termine la pose du cosmétique.
En ce qui nous concerne, la zircone pré-frittée et la zircone HIP peuvent y être usinées.

2.2. Le système Lava™ (3M ESPE-USA)

2.2.1. Introduction

Le système Lava™ est proposé par la société 3M ESPE depuis 2001. Ce système se présente comme un centre d'usinage complet, comprenant un scanner (Lava™ Scan ST), une unité de conception des armatures de prothèse assistée par ordinateur (logiciel Lava™ Design 5.0), une machine de fraisage à commande numérique (Lava™ CNC 500), et un four (Lava™ Furnace 200). Ce système très intégré permet notamment d'utiliser la zircone Y-TZP (Lava™ Frame) dont on peut faire varier la teinte et la taille du bloc à usiner en fonction du cas clinique. Des céramiques cosmétiques (Lava™ Ceram) adaptées à l'infrastructure de zircone font également partie du système.
(SUTTOR *et al,* 2001 **(137)**)

2.2.2. Principe de fonctionnement du système Lava™

*** Numérisation**

Le scanner optique Lava™ Scan ST permet l'acquisition par **triangulation laser** des formes des MPU en 1,4 minutes pour un bridge de 3 éléments.

*** Conception de l'armature**

L'unité de CAO fait appel à un logiciel (Lava™ Design 5.0) permettant de définir, à partir des données issues du scanner, sur l'écran de l'ordinateur, les volumes, les limites cervicales des préparations et l'occlusion pour chacune des chapes. Le logiciel permet aussi de choisir la forme et la place des intermédiaires de bridge dans une bibliothèque de formes numériques, ainsi que de mettre en place les connexions jusqu'à l'obtention d'une maquette virtuelle. Le logiciel permet aussi de modifier les formes pour harmoniser l'armature avec la forme finale de la prothèse, en évitant ainsi les volumes de céramique non soutenues.

Le temps de travail à l'ordinateur est estimé à environ une minute par élément.

*** Usinage et post usinage**

L'usinage sur 5 axes se fait dans des blocs de zircone pré-frittée Y-TZP élaborés par la société 3M pouvant servir à la réalisation de bridges à 3 ou 4 éléments. Une traçabilité par code barre gère les modalités de cuisson de la pièce usinée, sachant que son volume réduit de 25 à 30% lors de la phase de frittage.

Figure 117. Fraiseuse Lava™ CNC 500 à 5 axes (3M ESPE). **(100)**

Le temps d'usinage est d'environ 28 minutes pour une chape et 60 minutes pour un bridge de 3 éléments. L'unité de fraisage a une autonomie de 27 heures et ainsi une vingtaine de blocs de zircone peuvent être traités sans avoir à intervenir sur la machine.

L'état de surface obtenu après usinage est remarquable et réduit considérablement les retouches manuelles. Ce système permet de produire des armatures dont l'épaisseur des parois axiales ne dépasse pas 0.5 mm, permettant ainsi une économie tissulaire. La valeur moyenne du hiatus marginal est de 25 à 61 microns selon différents auteurs.
(HERTLEIN *et al,* 2003 **(138)**)

La coloration de la pièce est caractéristique du système Lava™. Afin d'éviter la couleur trop blanche de la zircone, difficile à masquer dans les zones où la céramique cosmétiques serait de faible épaisseur (collets, connexions), le système propose 7 teintes (nuancier Vita Classic®) permettant de donner à l'infrastructure la couleur la plus compatible avec les caractéristiques finales de la céramique cosmétique. La teinte est obtenue en plongeant l'armature usinée, avant cuisson, dans un bain adapté pendant 2 minutes.
Le temps de frittage et de refroidissement est de 11 heures.
(BAMFATHER KD *et al*, 2007 **(139)**)

Figure 118. Bloc de zircone pré-frittée Lava™ Frame et infrastructure usinée. **(100)**

*** Conclusion**

Nous évoquerons pour terminer, la place qu'occupe le système Lava™ dans le monde : une vingtaine de systèmes sont installés en Allemagne, Autriche, Etats-Unis, France et Italie. En France il y aurait moins de 10 centres d'usinage Lava™ agréé.
Il s'agit donc d'un centre d'usinage avec intégration de la CAO où se regroupent des laboratoires dans une structure commune. Une unité de production peut fournir 9000 éléments par an, et sa rentabilité débute dès 2500 éléments annuels. Son adaptation des coûts aux prix des marchés concurrentiels est également un atout.

2.3. Le système Précident® (DCS-Suisse) (Arrêt de commercialisation en 2006)

Comme nous l'avons annoncé précédemment, DCS a été racheté par une autre société suisse : Bien-Air Dental en 2006, et a, par la même, arrêté la commercialisation du système de CFAO Précident® pour mettre sur le marché 2 autres systèmes : Mill 200 et Mill 300.
Nous décrirons tout de même ce premier système car il faisait partie des rares à usiner la zircone HIP depuis 1988. (BIEN AIR dental **(140)**)

2.3.1. Introduction

La société hollandaise Schreuder and Co proposait un système CFAO issu de l'industrie, complet et autonome, pour la fabrication de prothèses dentaires. Il était adapté aux laboratoires de taille moyenne voulant assurer leur propre production et /ou servir de centre d'usinage de sous-traitance.

Il s'agissait de l'un des systèmes les plus polyvalents sur le marché, puisqu'il permettait :

-le scannage optique, la CAO, et l'usinage de tous les types de prothèse fixée habituellement fabriqués dans les laboratoires, depuis la chape unitaire jusqu'au bridge complet.

-l'exploitation de tous les matériaux reconnus en prothèse dentaire selon des procédures très automatisées.

2.3.2. Principe de fonctionnement du système Précident®

*** Numérisation**

La numérisation par **triangulation laser** était indépendante de l'unité de CAO et fonctionnait de manière automatique selon deux temps successifs : d'une part il l'enregistrement du modèle de travail, et d'autre part l'enregistrement des MPU des piliers. Le temps de scannage était compris entre 5 et 10 minutes pour 3 éléments. Il pouvait également enregistrer les surfaces occlusales antagonistes et travailler sur des maquettes en cire réalisées selon les techniques habituelles.

*** Conception de l'armature**

Elle se faisait par l'intermédiaire du logiciel Dentform® traitant toutes les informations reçues du scanner. L'élaboration de la maquette numérique reproduit toutes les caractéristiques d'une maquette en cire classique : adaptation aux limites de préparation, détermination de l'axe d'insertion, indication des contre-dépouilles, visualisation des crêtes édentées, adaptation à la morphologie antagoniste. L'élaboration de chapes en elles-mêmes, qu'elles soient unitaires ou pièces d'armatures de bridges, de renforts, d'intermédiaires ou de connexions est également possible. Le logiciel adapte les volumes de façon à respecter la notion d'homothétie pour éviter les pans de céramique insuffisamment soutenus.

On comptait 3 à 4 minutes pour l'élaboration d'une chape. La CAO était indépendante des autres unités et pouvait fonctionner pendant que le scanner et la fraiseuse étaient occupés à d'autres tâches.

*** Usinage et post usinage**

L'usinage avait lieu sur l'unité de fraisage autonome (Précimill®) pouvant donc être placée à distance du scanner et de l'unité de CAO.

Ce système ne permettait que l'usinage de la zircone HIP (et non de la zircone préfrittée), à la dimension finale de la prothèse, car la zircone HIP n'a pas besoin de post-frittage. La zircone HIP était fournie par TKT Metoxit AG, Thayngen.

Il était également possible d'usiner des blocs de céramique Vita in-Ceram® alumina et zirconia, des métaux comme le titane, et des polymères (polyamides renforcés avec des fibres de verre) pour les éléments provisoires.

Il fallait en moyenne 105 minutes pour l'usinage d'un élément en zircone HIP.

Du fait de sa précision (5 microns), les rectifications étaient mineures à la sortie de l'usinage. Les armatures étaient ensuite infiltrées de verre pour obtenir des couleurs adaptées à l'esthétique finale souhaitée.
On avait recours à des céramiques cosmétiques comme Vitadur Alpha® et Vita VM7®.

*** Conclusion**

Les systèmes DCS Précident® installés en France ont équipé essentiellement de grands laboratoires.
En termes de rentabilité il était conseillé de ne s'équiper que du scanner Preciscan® et de télétransmettre leurs données à des centres d'usinage équipés de la machine de FAO Precimill®. La rentabilité était assurée à partir de 2 éléments par jour mais avec des tarifs des éléments usinés onéreux.

L'usinage de la zircone HIP a favorisé une grande concurrence de la part des autres laboratoires usinant de la zircone Y-TZP pré frittée. En effet le temps et l'usure de ces outils étant moindres, les coûts d'exploitation diminuent d'autant, ce qui a pu être un facteur de décadence du marché de la zircone HIP et de son exploitation.

2.4. Les systèmes Mill 200 et Mill 300 (Bien-Air, Suisse)

2.4.1. Introduction

Le lancement par Bien-Air France de Mill 200 en 2008 a été suivi l'année suivante par celui de Mill 300.

Le système est composé d'un scanner (Scan200), de 2 logiciels de conception et de stratégie d'usinage (DentCad et DentMill) ainsi que d'une machine d'usinage (Mill200), le tout piloté par ordinateur.

Ce système permet l'usinage de 10 matériaux différents, possède des logiciels évolutifs et ouverts (STL).

La machine Mill 200 permet l'usinage d'inlays, onlays, couronnes, et bridges jusqu'à 14 éléments.

Mill 300 la complète en proposant l'usinage de couronnes télescopiques et de piliers implantaires.
(BIEN AIR dental **(140)**)

2.4.2. Principe de fonctionnement des systèmes Mill 200 et Mill 300

***Numérisation**

La numérisation par **projection de lumière structurée** du scanner Scan200 offre la possibilité de numériser 1 élément à une arcade complète en une fois. Le programme de pilotage permet une rapidité de 60 à 90 secondes par éléments avec une précision de 20 microns.

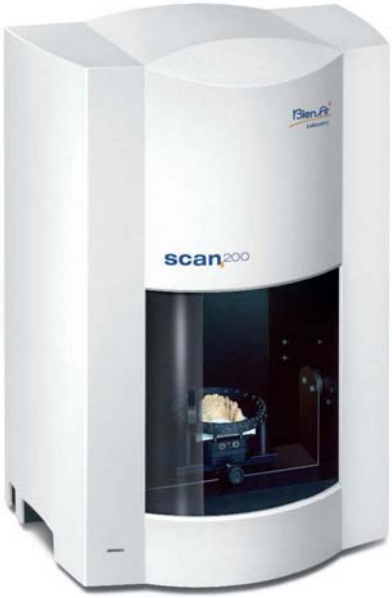


Figure 119. Scan200 (Bien-Air). **(140)**

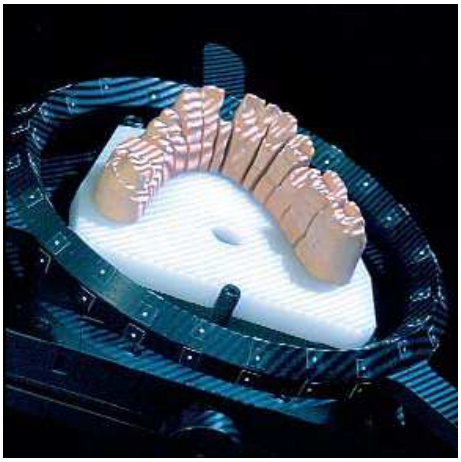


Figure 120. Numérisation par grille projetée du Scan200. (Bien-Air). **(140)**

***Conception de l'armature**

Le logiciel DentCad permet la conception automatique des chapes et infrastructures grâce à une bibliothèque complètes de modèles de dents. La conception est personnalisable à souhait.
Il est possible de définir la ligne de préparation, de régler l'espace pour le futur assemblage, d'intégrer un réglage de l'occlusion par des mordus, et de modifier formes et connections.

***Usinage et post usinage**

Le centre d'usinage compact Mill200 ou Mill 300 se connecte directement à l'ordinateur de traitement CAD-CAM (qui peut être également l'ordinateur de numérisation). Le logiciel de FAO DentMill permet de configurer et maîtriser la stratégie et les opérations d'usinage. Le logiciel possède l'option paramétrable de compensation du coefficient de rétraction. La machine permet une précision de l'ordre du micron, sa structure absorbe les vibrations, et l'étau porte-matière permet une évacuation rapide des copeaux. Ainsi la durée de vie est améliorée, de même que la précision de l'usinage.
Les retouches manuelles sont dérisoires.

***Conclusion**

Bien-Air Laboratory propose une large gamme de matériaux dont :
- la zircone HIP DC-Zirkon® pour le Mill 300
- la zircone pré-frittée Y-TZP DC-Shrink pour Mill 200, frittée ensuite dans le laboratoire.

(BIEN-AIR, 2010 **(140)**)

2.5. Le système Cercon smart ceramics® (Dentsply Degudent, USA)

2.5.1. Introduction

Il est produit par la société Degudent depuis 1998, division française pour les laboratoires Dentsply International.

Il s'agit d'un système complet de CFAO proposant:

- soit l'association du moyen d'acquisition au système de conception et d'usinage Cercon®,
- soit la liaison du système de numérisation au centre de production de Degudent.

2.5.2. Principe de fonctionnement du système Cercon smart ceramics®

***Numérisation**

La **triangulation laser** associée au Cercon®eye permet de numériser jusqu'à 16 éléments. Le temps est de 13 secondes par dent + 32 secondes pour le traitement des données, avec une précision de 10 microns. La numérisation de l'antagoniste est également possible.
A ce stade, le prothésiste peut effectuer la conception et la fabrication dans son propre laboratoire ou envoyer les données de la numérisation au service externe de CFAO de Degudent.

***Conception de l'armature**

L'armature est proposée virtuellement à l'écran grâce au logiciel 3D Cercon® Art. Après vérification et validation par le prothésiste, les informations sont transmises à la machine Cercon® Brain.

***Usinage et post-usinage**

La fraiseuse Cercon® Brain à 3axes + 1 calcule les dimensions d'usinage en fonction de la rétraction de 30% de la zircone pré-frittée lors de son frittage ultérieur dans le Cercon® Heat.
Le cosmétique utilisé pour le montage de la céramique est le Cercon®Ceram Kiss. Toutes les céramiques de CDT adapté sont utilisables en pratique, mais celle recommandée par le fabricant fait partie du « principe » d'adhésion à un système de CFAO complet.

***Conclusion**

Ce système complet de CFAO sans format STL ne permet pas la vente ni l'utilisation séparées de ses éléments (logiciel, fraiseuse, four, ou laser).
Fin 2009, environ 70 systèmes étaient répertoriés en France et 8000 dans le monde.
(DENTSPLY DEGUDENT, 2010 **(141)**)

2.6. Le système Diadem® (Diatomic, France)

2.6.1. Introduction

La société Diatomic, de Tarbes dans les Hautes Pyrénées est une entreprise industrielle traitant la zircone pour diverses applications telles que l'horlogerie, la micromécanique ou encore les fibres optiques. Elle a crée le service Diadem® pour le domaine dentaire.

Cette société propose d'usiner des infrastructures en zircone qui sont ensuite retournées au laboratoire pour le travail de céramique cosmétique. Nul besoin pour le prothésiste dentaire d'investir dans du matériel d'acquisition numérique, d'usinage ou de frittage ni d'assurer ensuite leur maintenance.

Il s'agit donc d'un centre d'usinage : FAO uniquement.

2.6.2. Principe de fonctionnement du système Diadem®

*** Numérisation**

L'étape de conception se faisant par la **méthode du double scannage** sur le lieu de production, l'objet numérisé est donc tout d'abord la maquette en cire envoyée par le prothésiste, puis l'image des préparations nues. Il n'y a **pas de CAO**.

Pour la réalisation d'une infrastructure de bridge, la maquette est réalisée au laboratoire, puis expédiée sur le modèle de travail chez Diadem®. Les épaisseurs des chapes doivent être comprises entre 0,5 et 0,6mm, les connexions antérieures doivent représenter une surfaces de 6mm^2, celles postérieures 9 mm^2.

Chez Diadem® les volumes extérieurs sont numérisés par le scanner optique y compris le ou les éléments intermédiaires. L'opérateur enlève la maquette pour numériser ensuite les piliers et leurs limites, les deux images superposées donnent la forme de la pièce à usiner. En opérant ainsi, on évite d'enregistrer une déformation éventuelle de la cire. L'usinage reste donc toujours parfait.

*** Usinage et post-usinage**

L'usinage est réalisé par des fraiseuses à commande numérique de 5 axes offrant une précision de l'ordre de 2 microns.

La zircone utilisée est la zircone Diazir®, pressée, non frittée, et partiellement stabilisée avec des oxydes d'yttrium (5,15% en poids). La taille moyenne des particules varie entre 0.3 et 0.5 microns. Ceci permet d'obtenir des bords nets et une excellente adaptation.

Les infrastructures en zircone peuvent être de teinte naturelle (blanche) ou teintées dans la masse (8 teintes disponibles).

Après usinage l'infrastructure subit un traitement thermique, le frittage, pour lui donner toutes ses propriétés, ainsi que le volume adapté au modèle de travail.

La pièce est contrôlée par un technicien qualifié : qualité du frittage par ressuage, et ajustage.

Technique de ressuage :

Il s'agit d'une méthode de Contrôle Non Destructif (CND) qui permet de caractériser l'état d'intégrité de structures industrielles sans les dégrader. Beaucoup utilisée dans des secteurs de production de pièces à fort coût de production et en faible quantité comme l'aéronautique, l'aérospatiale, les industries navales ou des énergies, cette méthode est destinée aussi dans le secteurs de la production de céramique.
Elle consiste à badigeonner un liquide fluorescent sur la pièce, qui pénètre dans les plus petits défauts. Après nettoyage, une exposition aux rayons UV va révéler le liquide resté dans les éventuelles fissures. Des discontinuités de 1µm d'ouverture peuvent être mises en évidence.
Toutes ces données sont ensuite enregistrées pour permettre une parfaite traçabilité du produit.
La pièce prothétique en zircone est ré-adressée au laboratoire où, après contrôle sur le patient, la céramique cosmétique est montée.

Les délais de fabrication/livraison ont été l'objet de normalisation de la part de l'entreprise Diadem®. Pour une réception de la commande en début de matinée, la pièce est expédiée le lendemain soir.
Le scannage, l'usinage et le contrôle qualité demandent donc moins de 48 heures. Ce délai est allongé de 24 heures dans le cas de pièces à teinter.

*** Conclusion**

Le service de sous-traitance développé par le concept Diadem® permet d'avoir accès à une nouvelle technologie sans avoir à investir dans des machines-outils onéreuses, en assurer l'entretien ou subir l'évolution de la technique qui fait que, aussitôt achetée, la machine devient obsolète. C'est une approche différente de l'utilisation de la zircone où le prothésiste dentaire ne domine plus toutes les étapes de fabrication, mais accède à cette technologie en délocalisant une partie de la chaîne de production.
Quant à la zircone Diazir® utilisée, il s'agit d'un rare système où elle est usinée sans frittage préalable, ce qui explique la rapidité de fabrication, mais peut être aussi ses qualités moindres d'adaptation car la rétraction post-frittage est d'autant plus importante.
(DIADEM SAS, 2009 **(110)**)
(DUBOIS DU NILAC D, 2009 **(73)**)

2.7. Le système DigiDENT®-GmbH, Allemagne (En partenariat avec AmannGirrbach et HinT-Els DentaCAD system)

2.7.1. Introduction

Le système DigiDENT® **(142)** appartient à la société Girrbach. Celle-ci produit elle-même un système de CFAO appelé Ceramill®. **(143)**

DigiDENT® travaille également en collaboration avec la société HinT-Els DentaCAD system qui possède aussi sa propre technologie de CFAO.

*DigiDENT® équipe des centres d'usinage et permet de réaliser différents types de restaurations (armatures, couronnes, bridges, inlays…) dans divers matériaux (métal, céramique…). L'équipement complet se compose d'un scanner Digiscan® de type optique à bandes de lumière blanche (principe de la lumière projetée), du logiciel de capture optique Hintel Optique®, du logiciel de modelage Hintel Modelling®, de l'unité d'usinage à 4 axes Digicut® et d'un ordinateur.

*HinT-Els utilise le même système de numérisation par la technique du moiré : hiScan®, et offre la possibilité de numérisation intra-buccale grâce au Direct Scan®. Les logiciels HinT-Els® Software sont couplés à la machine de fabrication HinT-Els® Machine.

2.7.2. Principe de fonctionnement du système DigiDENT®

*** Numérisation**

Après avoir fixé le modèle sur un emplacement réservé, incliné à 45°, sur une base elle-même articulée, un stéréoscope à bandes blanches éclaire ce modèle. La caméra haute résolution enregistre toutes les coordonnées des déformations obtenues par les différences entre les bandes de lumière blanche et les bandes d'ombre noire : il s'agit de la **projection de lumière structurée**. La caméra se déplace en translation horizontale dans un angle de 90°. Tous ces mouvements combinés permettent à la caméra CCD de filmer, sous tous les angles, le modèle afin de reproduire une véritable image en trois dimensions. La précision de ce scanner est de 2 millions de points au centimètre carré, espacés de moins de 8 microns.

L'antagoniste peut être également scanné, un complément au logiciel permet une simulation virtuelle de l'articulateur Artex®. (Ceramill Artex® de Girrbach)

Figure 121. Articulateur virtuel Ceramill Artex®. **(143)**

*** Conception de l'armature**

L'unité de CAO est coordonnée au logiciel Hintel Modelling® permettant différents paramétrages et réglages :

- épaisseur minimale des prothèses,
- épaisseur virtuelle de la laque,
- distance entre la laque et la limite cervicale,
- épaisseur du bord cervical ainsi que son angulation,
- type et forme du moignon.

La bibliothèque de formes permet de modeler virtuellement une armature en réduction homothétique à la forme définitive, ou plus simplement adaptée homothétiquement à la préparation. L'étape de construction se termine avec le positionnement des liaisons entre les éléments du bridge. Il reste ensuite à paramétrer l'usinage proprement dit selon le matériau utilisé.

*** Usinage et post-usinage**

*Après la mise en place du bloc de zircone dans l'unité d'usinage Digicut®, les données informatiques sont transmises, et l'usinage entièrement automatisé commence. Il se fait sur 4 axes de travail et peut utiliser jusqu'à 16 outils.

Les différents matériaux pouvant être utilisés sont :
- le titane,
- l'In-céram® Alumina, l'In-céram® Zirconia,
- la zircone HIP (Digizon®) pour les infrastructures de bridges jusqu'à 14 éléments,
- la zircone pré-frittée Y-TZP-A (Digizon®W) pour les infrastructures jusqu'à 6 éléments.

*HinT-Els usine également deux types de zircone :
- la zircone HIP, HinT-Els TZP®
- la zircone pré-frittée, HinT-Els W/G®.

L'usinage achevé, les tiges de liaison sont coupées et le contrôle de l'adaptation de la pièce usinée sur le modèle de travail est effectué. De légères corrections peuvent éventuellement être réalisées par meulage avec une fraise diamantée fine sous spray d'eau.

En ce qui concerne la zircone non HIP, une étape de frittage est nécessaire.

La céramique cosmétique utilisée doit être compatible avec le matériau utilisé, le système digiDENT® recommande la Cercon Ceram S® (de Degudent) ou la GC Initial Zr (de GC), mais toutes les céramiques de CDT adapté sont compatibles.

*** Conclusion**

Le système DigiDENT® se présente comme un centre d'usinage CFAO de sous-traitance pour la production de couronnes ou d'armatures, au service des concepteurs.
Ce centre est le résultat d'une association de plusieurs laboratoires restant indépendants. Cette position permet aux clients de bénéficier d'une haute technologie sans avoir à supporter les frais d'investissements, de mise en place et de maintenance qui sont très élevés.
(GIRRBACH A, 2010 **(143)**)
(HINT-Els GmbH, 2010 **(144)**)
(DIGIDENT, 2010 **(142)**)

2.8. Le système Everest® (KAVO Dental, Allemagne)

2.8.1. Introduction

Ce système est commercialisé par la société KAVO. Comme les systèmes Précident® (anciennement) ou DigiDENT®, il propose l'usinage de divers matériaux, ainsi que la réalisation des faces occlusales. La société KAVO a mis au point une machine à usiner selon 5 axes permettant de prendre en compte :

- la complexité de forme,
- une face cavitaire souvent profonde,
- une face occlusale avec des sillons pouvant être profonds,
- des zones de dépouille et de contre-dépouille séparées par la ligne guide,
- parfois une très faible épaisseur de la pièce prothétique,
- un volume de matière enlevée par usinage très important.

2.8.2. Principe de fonctionnement du système Everest®

*** Numérisation**

La numérisation s'effectue grâce au KaVo Everest® Scan, pour les inlays, facettes, chapes, couronnes et armatures de bridge jusqu'à une portée de 45 mm. La durée d'enregistrement est de 2 minutes par dent, et il est possible d'enregistrer aussi bien les modèles en plâtre que les maquettes en cire. La précision du scannage est de 15 microns.

L'évolution avec le KaVo Everest® Scan Pro permet de scanner des bridges pouvant comporter jusqu'à 14 éléments. La durée d'enregistrement est alors de 3 minutes par dent.

La numérisation parfaite du modèle est possible grâce au positionneur spécialement conçu pour les 2 appareils de scannage.

Le scannage est de type optique, réalisé par **projection de lumière structurée** pendant que le plateau support du modèle pivote horizontalement et verticalement.

*** Conception de l'armature**

Le module CAO Everest® Design Sherpa sert à réaliser virtuellement la maquette de la future restauration.
Le scannage et la construction sont possible en même temps, d'où un gain de productivité de 30% dixit le laboratoire.
Dans le cas des bridges, le logiciel positionne automatiquement les éléments intermédiaires en les ajustant en cervical, et les modifications demeurent possibles. Une fonction zoom avec adaptation du diamètre des connexions en conséquence est également disponible.

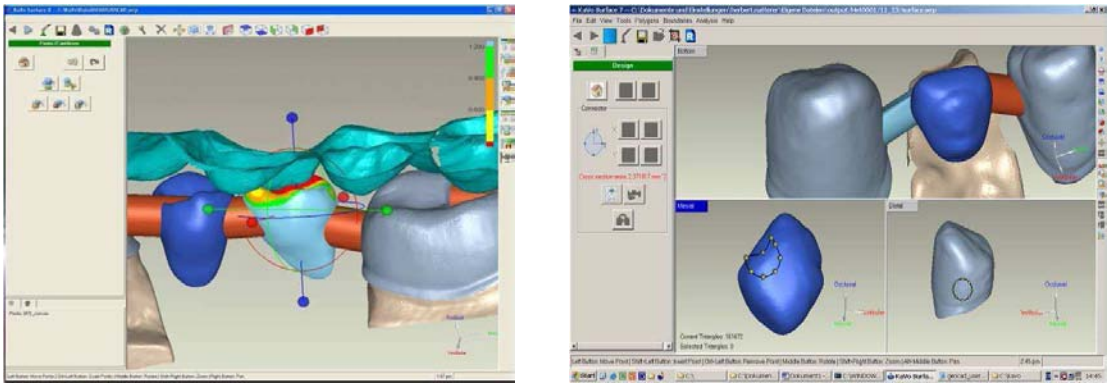


Figure 122. Démonstration du logiciel Everest® : paramétrage des mordus virtuels et des connecteurs. **(13 3)**

Le module FAO calcule automatiquement les données de fraisage requises pour le type de restauration à réaliser, et règle la vitesse de rotation et d'avance de l'outil en fonction du type de matériau choisi. Il indique également de quelle taille devra être le lingotin. Le seul paramètre à définir est l'espace à prévoir pour le ciment de scellement.
Ces données sont générées directement sur l'ordinateur de l'Everest® engine.

Différents logiciels complémentaires permettent de perfectionner la réalisation des maquettes virtuelles :

- « Mordus virtuels » : logiciel affichant à l'écran une représentation 3D des dents antagonistes,
- « Couteau à cire virtuel » : ce logiciel permet de retravailler la maquette affichée à l'écran.
- Logiciel de conception automatique de la face occlusale.

Les logiciels adaptés au traitement de la zircone sont les suivants :
- logiciel pour lingotins KaVo Everest® « BIO ZH-Blank » (pour chapes et armatures de bridge jusqu'à 45 mm en zircone HIP),
- logiciel pour lingotins KaVo Everest® « BIO ZS-Blank » (pour chapes et armatures de bridge jusqu'à 4 éléments en zircone préfrittée TZP).

*** Usinage et post-usinage**

L'Everest® engine est une fraiseuse 5 axes à commandes numériques.
L'usinage est réalisable pour tous types de matériaux utilisés en odontologie. Les zircones utilisées se présentent sous forme de plots (cylindres et blocs) ou de galettes selon le cas clinique :

- lingotins KaVo Everest® « BIO ZS-Blank » : zircone partiellement frittée et stabilisée à l'yttrium, maquillables dans 5 teintes différentes.
Résistance à la flexion : 1155 MPa.
La contraction lors du frittage est de l'ordre de 20%, et des précisions sont indiquées sur chaque lingotin permettant de rentrer ces données dans le logiciel.

Figure 123. Cylindres et blocs Everest®ZS. **(133)**

- lingotins KaVo Everest® « BIO ZH-Blank » : zircone totalement frittée, stabilisée à l'yttrium et pressée thermostatiquement.
Résistance à la flexion >1200 MPa.

Il n'y a pas de contraction lors de la cuisson, les travaux sont donc réalisés totalement à l'échelle.

Figure 124. Cylindres et blocs Everest®ZH. **(133)**

- lingotins KaVo Everest® HPC : sortie en 2005, il s'agit d'une zircone Y-TZP qui ne se contracte pas lors du frittage, indiquée pour les couronnes postérieures unitaires. (BINDER *et al,* 2005 **(145)**)

Le frittage pour la zircone Y-TZP non HIP et celle HPC est réalisé grâce au KaVo Everest® Therm dont la programmation se fait via le PC ou par commande sur le four. Le frittage se fait la nuit à 1600°C.

Quelque soit le lingotin de zircone utilisé, la pièce obtenue ne nécessite pas de retouche manuelle du fait de la précision de l'Everest® Engine.

Figure 125. Galette Everest®ZS usinée. **(133)**

*** Conclusion**

La possibilité d'usiner tous les matériaux actuellement en cours d'utilisation en odontologie et de reproduire les détails les plus fins des faces occlusales et des bords cervicaux avec un état de finition comparables à celui d'une maquette coulée est le pari du système Everest® avec sa machine cinq axes. L'avenir dira si ces choix sont les plus pertinents et si les gains de précision, et donc d'économie de temps de retouches, constituent une avancée déterminante en matière de prothèse CFAO. (EVEREST KAVO, 2010 **(133)**)

2.9. Le système Pro 50 ™ de Cynovad

Il s'agit d'un système de CFAO dont le centre d'usinage traitant de l'alumine et de la zircone HIP est externalisé au Canada.
Les dies sont tout d'abord numérisés, de manière optique par **triangulation laser**, en capturant les dimensions de la préparation, les connexions des bridges et les dents adjacentes.

La numérisation dure moins de 30 secondes. Plus de 2000 points sont numérisés par préparation. La définition des paramètres cliniques (lignes de finition, collet cervical) se fait en parallèle avec l'acquisition. Il n'y a donc pas d'attente de l'utilisateur. L'arcade antagoniste est numérisée, ce qui donne une réplique négative de la dentition opposée. Selon le guide de scanner, l'infrastructure proposée est réalisée sur l'ordinateur utilisant le logiciel de CAO Pro 50 ™. Les informations sont envoyées par modem au centre d'usinage de Montréal, des prototypes de travaux sont réalisés grâce au Cynovad Wax pro®. Cette technique est typiquement utilisée pour créer des modèles de choix. Dans ce cas, le modèle « prototype » est sélectionné, créant le modèle exact des infrastructures de bridge et éliminant la possibilité d'erreur. La conception simultanée de 24 chapes peu être réalisée en moins de 30 minutes avec l'application multi-die.

(CYNOVAD, 2009 **(146)**)

2.10. Le système Cynoprod® distribué par Cynovad

2.10.1. Introduction

Depuis 2001, Cynoprod®, société franco-canadienne, évitent aux laboratoires des investissements conséquents en matériel de pointe pour la CFAO. Les étapes de numérisation, design, et fabrication étaient toutes indépendantes, il est possible de réaliser chacune des étapes, via des logiciels et internet, dans des villes ou pays différents.

2.10.2. Principe de fonctionnement du système Cynoprod®

***Numérisation**

Le scanner i3 Evolution® fonctionne par **triangulation laser**. La numérisation d'un élément se fait en 17 secondes, avec une précision de 20 microns. L'export STL permet ensuite l'envoie des informations pour la conception de l'infrastructure.

Figure 126. Scanner i3 Evolution®- Cynoprod®. **(147)**

***Conception de l'armature**

Ce sont les logiciels du groupe Evirsa Inc. qui vont permettre la conception de l'armature.
Neo® Frameworks Design (Evirsa Inc.) est un système ouvert laissant le prothésiste libre de choisir ses matériaux, de contrôler la pièce virtuelle proposée et tous les paramètres grâce à un code d'accès et à un suivi numérique des travaux.

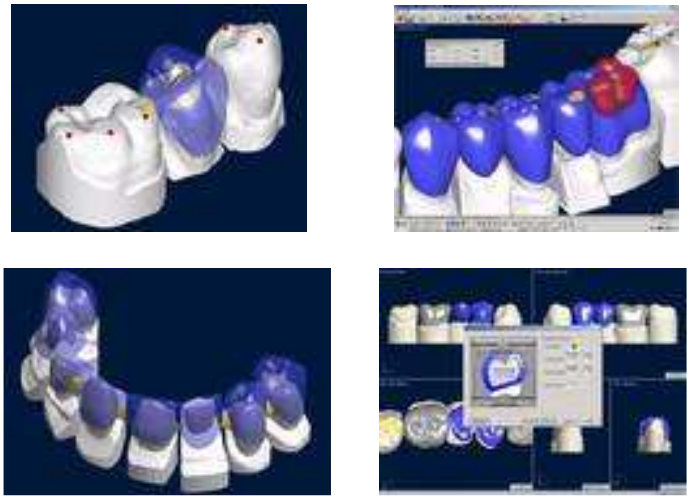


Figure 127. Démonstration du logiciel ouvert Neo® Frameworks Design- Evirsa Inc. **(148)**

***Usinage et post-usinage**

La pièce en zircone Zircon Cynoprod est usinée par la machine Ovamill Z XL.
(CYNOPROD™, 2007 **(147)**)
(CYNOVAD®, 2009 **(146)**)

2.11. Le système Etkon™ (Straumann, Allemagne)

2.11.1. Introduction

Etkon™ est la marque de CFAO développée par Straumann.
Etkon™ propose des services de centre d'usinage, en Allemagne, à Münich.
Les données numériques transmises par le client seront traitées avant de servir à la fabrication des bridges et couronnes, à infrastructures titane ou zircone.

2.11.2. Principe de fonctionnement du système Etkon™

***Numérisation**

Le système de CFAO possède un système d'acquisition numérique « Etkon es1 Premium Plus » à **triangulation laser** fonctionnant avec un logiciel (3 variantes de performances différentes) permettant la modélisation simple et rapide des couronnes, bridges, coiffes et autres éléments intermédiaires.
Le temps de numérisation est de 10 à 25 secondes.

***Conception de l'armature**

Le logiciel de CAD Etkon™_visual permet de faciliter le travail au laboratoire grâce à de nombreuses fonctions intuitives.
Nous citerons par exemple :
-la reconnaissance automatique des contre-dépouilles, (Fig.128)
-le positionnement des mordus comme dans un articulateur, (Fig.129)
-la réalisation de bridge séparé sans tension, de bridge sur piliers divergents, (Fig.130)
-l'option spatule à cire et outil de lissage.

Straumann propose aussi toute une logistique pour la réalisation des parties secondaires implantaires, des bridges sur implants, etc…et de tous les éléments de prothèse fixée.

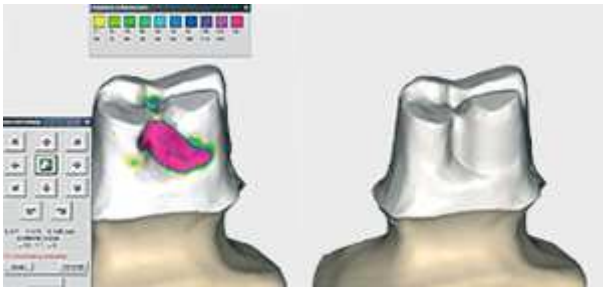


Figure 128. Contre-dépouille colorée puis comblement

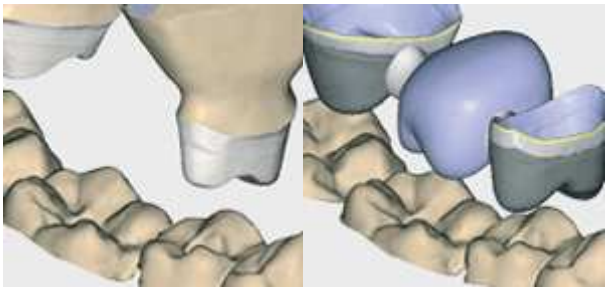


Figure 129. Positionnement du mordu

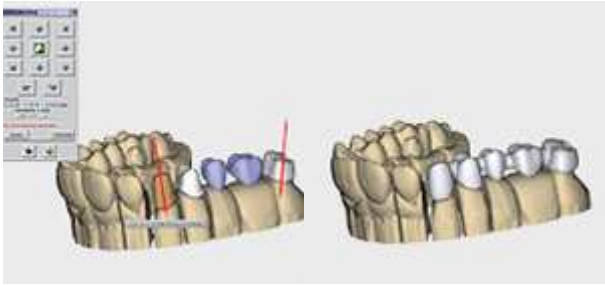


Figure 130. Bridge sur piliers divergents
Images d'après Etkon™. **(149)**

***Usinage et post-usinage**

L'usinage d'un large choix de matériaux a donc lieu au centre de production CADCAM unique à Münich sur des machines ultra performantes.

Les zircones usinées sont de 2 types :

-Zerion® :
Semblable aux autres zircones Y-TZP proposées par d'autres fournisseurs, il est spécialement adapté au fraisage à sec et à grande vitesse par les machines UGV (usinage à grande vitesse) d'etkon™.

-Denzir® :
Il s'agit de dioxyde de zirconium partiellement stabilisé à l'yttrium de type HIP.
Cette zircone est élaborée par le groupe suédois Denzir® qui propose également son service d'usinage via n'importe quel logiciel possédant un export STL et répondant au cahier des charges de la société.
(DENZIR®, 2010 **(150)**)

*** Conclusion**

Le fait d'avoir un unique centre de production permet à Etkon™ d'investir constamment dans les techniques de production les plus modernes et de bénéficier de nombreux avantages : coûts d'acquisition réduit et techniques de fraisage à la pointe. De plus, le laboratoire n'assume que les coûts unitaires calculables à l'avance.
Les mises à jour du logiciel se font constamment, ce qui permet à ce système de rester compétitif.

L'accès au service Etkon™ est soumis, comme pour Nobel Biocare avec Procera®, à l'utilisation de leur système de numérisation 3D.

(STRAUMANN, 2010 **(149)**)

2.12. Le système 3 Shape™ (distribué par Henry Schein)

2.12.1. Introduction

La société Henry-Schein est entrée sur le marché de la CFAO avec un scanner et un logiciel dits « ouverts », permettant le traitement de données pour la zircone.
Quant à l'usinage, il est délocalisé vers d'autres industriels.
Le format de fichier généré est standard (STL), ce qui laisse une totale liberté dans le choix de la méthode de fabrication et dans le transfert par Internet. Le type de technologie (usinage, frittage…) et les matériaux (zircone, alliages…) sont sélectionnés par le prothésiste pour être les mieux adaptés à chaque situation.

2.12.2. Principe de fonctionnement du système 3Shape™

***Numérisation**

- Le Scanner D700™ 3D Shape :

Il possède une technologie optique à un **faisceau laser et** à une **double caméra**. Il permet de numériser les modèles, les dies, les bridges, les wax-up, l'antagoniste, les inlays, ou une arcade complète. A titre indicatif, il faut compter 35 secondes par die. Les contre-dépouilles et toutes les zones sont capturées grâce à la table support qui tourne, bascule et se déplace latéralement afin d'exposer le modèle au laser et caméras sous ces 3 axes.

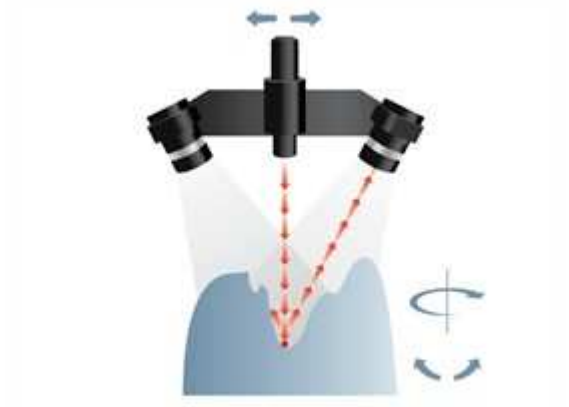


Figure 131. Scanner 3D 700™ 3Shape. Un laser unique pour une double caméra. **(151)**

***Conception de l'armature**

-Le logiciel Dental Designer™ :

Ce logiciel permet de transformer les scans en modélisation 3D de chapes et armatures. Il est très facile d'utilisation, d'une prise en main rapide, et permet une grande latitude dans la modélisation. Il mémorise toutes les étapes et permet de modifier ou de revenir aux étapes précédentes. La mise en place d'intermédiaires et des connecteurs est personnalisée et adaptable dans tous les cas.

- Le système d'impression 3D : InVision DP de 3D Systems

Jusqu'à maintenant, Henry Schein ne commercialise pas de machine de FAO pour l'usinage de zircone. Ses avancées technologiques se sont tournées vers la création d'une imprimante 3D pour prototypage rapide imprimant des maquettes en résine calcinable, photo-polymérisée.

***Conclusion**

Pour ce qui est de l'usinage, 3Shape™ travaille en partenariat avec quelques industriels de FAO, dont PX Dental France.

3Shape™ a intégré leur logiciel de FAO (Zeno CAM®) ce qui permet l'usinage des infrastructures, en zircone par exemple, sur la machine Zeno®.

(3SHAPE Dental System™, 2010 **(151)**

2.13. Le système NobelProcera™ Bridge Zirconia (Nobel Biocare, Suède)

2.13.1. Introduction

La société Nobel Biocare commercialisait jusqu'à présent son système Procera™ all ceram pour usiner des céramiques alumineuses.

Pour ce qui est de la zircone, il existe depuis 2001 un système de CFAO avec FAO externalisée dans des centres de production, permettant la réalisation de chape unitaire en zircone : NobelProcera™ Crown Zirconia.
S'en suit en 2004, le lancement de NobelProcera™ Bridge zirconia, pour les armatures de bridges.

2.13.2. Principe de fonctionnement du système NobelProcera™Bridge Zirconia

***Numérisation**

Jusqu'à cette année, Nobel Biocare distribuait deux modèles de système d'acquisition numérique, de type palpeur :
-Scanner Piccolo™ (Renishaw) -1999: **palpeur 3 axes**, adapté aux restaurations unitaires des chapes et couronnes.
-Scanner Forte™ -2004: **palpeur 5 axes**, approprié pour les restaurations unitaires et plurales, des chapes jusqu'aux infrastructures de bridge 14 éléments.

Figure 132. Scanner Piccolo™ et Scanner Forte™-Nobel Biocare®. **(123)**

Au printemps 2010, Nobel Biocare met sur le marché un nouveau scanner : NobelProcera™ utilisant la technologie de l'**holographie conoscopique**.

Ce principe d'acquisition numérique était déjà utilisé pour le scanner d'Optimet (Filiale du groupe israëlien de métrologie optique Ltd Orphire). Celui-ci travaille en partenariat exclusif avec Nobel Biocare depuis 2008.

Figure 133. Scanner à holographie conoscopique NobelProcera™. **(123)**

Ces systèmes d'acquisition à holographie conoscopique permettent la numérisation de tous types de matériaux en vue de la réalisation de prothèses unitaires et de bridges jusqu'à 14 éléments.

***Conception de l'armature**

Les dies et modèles sont numérisés au laboratoire grâce au palpeur Procera® Forte Scanner. Une restauration numérique précise est conçue avec un logiciel CAO de pointe (Procera Piccolo™, Procera Forte™, ou NobelProcera™). Les données sont ensuite transférées vers une usine de production Procera® (Suède, USA, Japon et Canada) par internet.

***Usinage et post-usinage**

L'usinage et le contrôle des finitions sont donc effectués au centre de production.
Le bridge est conçu pour s'adapter à un cylindre de zircone pré-agglomérée, de Ø25mm X L60mm.
Comme pour toutes les armatures de bridge en zircone, le constructeur contre-indique les cas où il y a plus de 2 intermédiaires consécutifs, les cas de bruxisme, et les extensions antérieures ou postérieures de plus d'un élément. Il demande au chirurgien-dentiste de respecter les critères de préparations (dont, par exemple, une hauteur de 3mm pour les connecteurs).

Figure 134. NobelProcera™ Zirconia Bridge : cylindre de zircone avant et après usinage. **(123)**

L'armature terminée est retransmise au laboratoire. « Prête à l'emploi », elle ne nécessite dès lors aucune finition ni polissage intensif avant l'application du matériau cosmétique. La restauration est alors terminée par un surcoulage de céramique en zircone NobelRondo™ Zirconia.

***Conclusion**

NobelBiocare vend donc un système scanner optique/ palpeur & logiciel de CAO, et se charge ensuite de la fabrication dans un centre externe.

(NOBEL BIOCARE®, 2010 **(123)**)

2.14. Autres systèmes

Il existe de nombreux systèmes de CFAO, qui évoluent à la vitesse des avancées technologiques et des besoins commerciaux. « Ouverts » ou non, ces systèmes ont souvent recours à des zircones utilisables par différentes firmes.

On citera à titre d'exemple :

-Bego Medifacturing : c'est un des fournisseurs les plus importants de matériaux en odontologie pour les laboratoires. Ils ont mis sur le marché une zircone utilisable par différents systèmes de CFAO : BeCe CAD ZIRCON.
-Laser Denta (Suisse) : Scanner + logiciel de CAO.
-Euromax Monaco (Distributeur pour Dental Wings) : Scanner + logiciels de CAO & FAO + machine- outil.

2.15. Caractéristiques des systèmes les plus accessibles en France actuellement

SYSTEME INDUSTRIEL	SYSTEME D'ACQUISITION	USINAGE	NOMBRE D'AXES D'USINAGE	MATERIAUX USINES
Cercon®smart ceramics (Dentsply Degudent, USA)	Triangulation laser	Au laboratoire ou au centre externe	3-4	Zircone Y-TZP
CEREC inLab® (Sirona)	Lumière structurée Numérisation intra-buccale possible	Au laboratoire ou au centre externe	5	In-Ceram®Spinelle,Alumina,Zirconia ; Céramique feldspathique ; ZirconeY-TZP : In-Ceram®YZ, IPS e.max CAD Zircone HIP au centre externe Matériaux composites
Cynoprod® (Cynovad)	Triangulation laser	Centre externe au Canada	NC	Zircon Cynoprod®
Diadem (Diatomic)	Double scannage optique de la cire et du MPU	Centre externe à Tarbes (65)	4	Zircone Diazir® usinée pressée et non frittée
***DigiDENT®** (Girrbach) ***HinT-Els (partenaire)**	Lumièrestructurée Numérisation intra-buccale possible (HinT-Els)	Centralisation de plusieurs laboratoires	4	Zircone HIP (Digizon®) Zircone préfrittée Y-TZP (Digizon®W), In-Ceram®alumina, zirconia, Titane, alliages
Etkon™ (Straumann)	Triangulation laser	Centre externe à Münich (Allemagne)	NC	Zerion® (zircone préfrittée Y-TZP) Denzir® (zircone HIP)
Everest® (Kavo)	Lumière structurée	Au laboratoire	5	Zircone BIO ZS Blank®(Y-TZP préfrittée) Zircone BIO ZH Blank®(Y-TZP HIP) Zircone HPC® (YTZP) Titane, alliages, résine
LAVA® (3M ESPE)	Triangulation laser	Centralisation de plusieurs laboratoires	5	Zircone Y-TZP préfrittée
Mill200® Mill®300 (Bien-Air, Suisse)	Lumière structurée	Au laboratoire	3	Zircone HIP DC-Zirkon® (Mill300®) Zircone préfrittée Y-TZP DC Shrink® (Mill200®) Alumine, titane, résine, CrCo
Precident®(DCS, Suisse) Arrêt de commercialisation en 2006 et racheté par Bien-Air	Triangulation laser	Au laboratoire	3-4	Zircone HIP, Titane, alliages
Pro50® (Cynovad)	Triangulation laser	Centre externalisé au Canada	3-4	Zircone HIP, Alumine, titane, alliages
Procera® (Nobel Biocare)	*Palpeurs(Piccolo™et Forte™) *Holographie conoscopique (NobelProcera™)	Centre externe	3-4	Procera® all-ceram Procera® all-zircon (Y-TPZ préfritté)
3Shape™ (distribué par Henry Schein)	Faisceau laser à double caméra	Usinage en partenariat avec d'autres industriels (PX Dental France)	NC	Zircone Y-TZP préfrittée

Tableau XI. Quelques procédés industriels de CAO/FAO.

3 Adaptation marginale des bridges en zircone

3.1. Considérations générales

La stabilité de la prothèse dépend aussi de la qualité de l'adaptation aux limites de la préparation. La mise en place d'une restauration nécessite un espace minimal entre l'intrados prothétique et les tissus dentaires.

Beaucoup d'auteurs ont indiqué que 30µm sont requis entre les parois dentaires et l'intrados de la prothèse pour permettre la mise en place précise de cette dernière. Cet espace est de plus nécessaire à l'étalement du matériau d'assemblage.

Nombreux sont les auteurs qui considèrent que la précision optimale se situe entre 20 et 50µm. Une précision de l'ordre de 100µm est cliniquement acceptable, car l'estimation clinique du joint est faite avec une sonde neuve dont l'extrémité est d'environ 100µm.
(ROULET JF, DEGRANGE M, 2000 **(152)**)
(KOMINE *et al,* 2005 **(153)**)

3.2. Etudes cliniques

*Une étude de 2008 (REICH *et al.* Clinical fit of four unit zirconia posterior fixed dental prothese **(154)**) menée sur 24 bridges postérieurs 4 éléments en zircone Y-TZP (Lava, 3M-ESPE™) avait pour but de vérifier l'adaptation marginale et interne.
Les données ont été comparées avec les résultats de bridges céramo-métallique trois éléments.
Avant la mise en place définitive, l'adaptation a été évaluée en utilisant une technique de réplique avec un silicone basse viscosité stabilisé avec un silicone haute viscosité.

L'épaisseur médiane du hiatus marginal était de 77µm pour les bridges en zircone, et de 54µm pour ceux à infrastructure métallique.

Bien que l'adaptation marginale des bridges 4 éléments en zircone Y-TZP diffère significativement de ceux céramo-métallique 3 éléments, les valeurs obtenues peuvent être considérées comme cliniquement satisfaisantes et indiquent que ce type de restauration peut être une solution prothétique envisageable (REICH *et al,* 2008 **(154)**)

*Une autre étude de 2008 conduite par BEUER et al, porte sur l'adaptation marginale de bridges en zircone 3 éléments fait pour certains en CFAO (Cerec inLab® et Cerec®), et pour d'autres uniquement en FAO (Cercon®). Des résultats significatifs montrent que l'adaptation marginale est toujours inférieure à 120µm, et qu'elle est d'une plus grande précision pour les systèmes de CFAO comparativement à la FAO.
Ce différentiel de précision d'adaptation CFAO vs FAO pourrait être simplement dû au type de système utilisé ici. En effet, dans les 2 cas, le fichier numérique qui programme le fraisage de l'intrados est issu d'un scannage du modèle. On ne peut donc pas généraliser des performances de précision CFAO vs FAO, uniquement avec les conclusions de cette étude.
(BEUER, 2008 **(155)**)

3.3. Conclusion

La technique de conception et de fabrication de l'armature influe sur la précision d'adaptation. Les données transmises par les fournisseurs, ainsi que le calibrage des machines-outils et des fours de frittage conditionnent une **précision d'adaptation inférieure à 120µm** et **reproductible**.

En revanche, on ne peut pas conclure quant au lien entre l'adaptation marginale et le type de technique assistée par ordinateur utilisée.

4 Traitement de l'intrados et modes d'assemblage

4.1. Introduction

L'essor des prothèses à infrastructure zircone a été rendu possible grâce à deux avancées technologiques majeures :
La mise au point de nouvelles céramiques d'infrastructure de haute ténacité
L'essor des techniques de mise en forme assistées par ordinateur (CFAO).

Un des facteurs de longévité de ces restaurations à matrice cristalline dépend de la qualité de son assemblage à la préparation dentaire.

L'assemblage **des infrastructures en zircone Y-TZP** est conditionné par ce matériau qui présente :
-Une résistance aux attaques acides (absence de phase vitreuse), notamment l'acide fluorhydrique mordançant les céramiques biphasées,
-Une sensibilité au sablage (risque de perturbation des phases cristallines),
-Une insuffisance de liaison chimique avec le silane (absence de silice).
(CHAIYABUTR *et al,* 2008 **(156)**)

Le choix entre un ciment et une colle se fera en fonction du potentiel rétentif entre l'infrastructure et le pilier, et du type d'adhésion possible.
-Pour une bonne rétention mécanique on choisira de préférence un **ciment type CVIMAR**.
-Un pouvoir rétentif intrinsèque plus faible des préparations ou une sollicitation importante de la construction oriente le choix vers une **colle**.

(ROULET JF, DEGRANGE M, 2000 **(152)**)

4.2. Principales caractéristiques d'une colle, d'un ciment, des matériaux hybrides et des agents de couplage

La différence essentielle tient à leur mode de prise respectif.

4.2.1. Ciments traditionnels

Leur durcissement découle d'une réaction acide-base.
Le mélange entre un liquide acide et une poudre basique génère la prise qui nécessite également la présence d'eau.
Ce sont des matériaux friables compte-tenu de la nature de leurs liaisons chimiques mais aussi et surtout, en raison de leur structure plus ou moins poreuse.
Malgré leur mise en œuvre simple, leur faible cohésion constitue une limite quant aux indications : les pièces prothétiques doivent présenter un bon potentiel de rétention.

L'adhésion est essentiellement due au **microclavetage**.

On distingue :

***Les ciments à l'oxyphosphate de zinc**

Composition : acide phosphorique + oxyde de Zn → phosphate de Zn (sel) + H_2O.

Ces ciments sont sans potentiel adhésif, de faible résistance mécanique, d'étanchéité médiocre, et relativement agressifs pour les dents pulpées (pH acide en début de prise).
Toutefois, c'est précisément cette acidité résiduelle qui est à l'origine des propriétés bactériostatiques de ces ciments. Cela explique que ces matériaux ont été les plus utilisés avec un siècle de recul et des résultats cliniques qui ne sont plus à démontrer.

Ex. Crown&Bridge®-Dentsply De Trey.

***Les ciments polycarboxylates**

Composition : acide polycarboxylique + oxyde de Zn + Mg → polycarboxylate de Zn (sel) + H_2O.

Indiqués pour des scellements provisoires du fait de leur faible résistance mécanique et de leur solubilité importante.
Ex. Durelon®-3M Espe.

(DEJOU J, LABORDE G, 2008 **(157)**)

4.2.2. Matériaux hybrides

Ces matériaux allient deux modes de prise : réaction acide-base et réaction par polymérisation.

***Ciments verre-ionomères (CVI) traditionnels :**

Ils résultent de la réaction entre un acide polyacrylique et d'une poudre de verre riche en fluor (fluoro-silicate, alumino-silicate). La structure du ciment obtenu est un composé complexe de particules de verre liées entre elles par une matrice formée de polyacrylates d'aluminium et de calcium.

Ils ont un potentiel adhésif chimique propre aux structures dentaires : interaction réciproque entre les polyacides et les ions calcium superficiels de l'hydroxyapatite.
Ex. Fuji Il (GC)

***Ciments verre-ionomères cermet (cermet est le nom donné à une céramique mélangée avec un liant métallique) :**

Ce sont des ciments de verre dans lesquels des particules métalliques (essentiellement de l'argent) sont incorporées. La réaction de prise est similaire aux CVI traditionnels : de type acide-base.
Les propriétés mécaniques sont améliorées, mais ils sont inesthétiques du fait de la couleur grise du matériau.
Ex. Ketac Siver® (Espe)

Ces deux type de verre-ionomère libérant des fluorures et bactériostatiques, sont sensibles à l'humidité et à la dessication, et ont des propriétés mécaniques limitées.
Il est donc préférable d'utiliser les verre-ionomère modifiés par adjonction de résine.

***Ciments verre-ionomères modifiés par addition de résine (CVIMAR) :**

Association d'un verre-ionomère libérant des fluorures, et d'une résine photopolymérisable de polyHEMA et/ou BisGMA.
La réaction de prise est double : acide-base suivie d'une polymérisation photoactivée des chaînes d'hydroxyéthyl méthacrylate (HEMA).
L'adhérence et les propriétés mécaniques sont augmentées (meilleure résistance à la fracture et à l'usure), mais là encore, la rétention se fait surtout par friction avec le pilier.
Leur très faible solubilité facilite leur manipulation par rapport aux autres verre-ionomères.
Ex. Fuji Il LC, Fujicem, Fuji Plus (GC)

***Compomères de scellement :**

Introduits en 1994, il s'agit de composites modifiés par adjonction de verre-ionomère. Ils sont issus de la démarche inverse des CVIMAR : ici des particules de verre fluoro, ou alumino-silicate sont adjointes à la résine. Ils sont donc plus proche des composites, alors que les CVIMAR se rapprochent plutôt des verre-ionomères classiques.
Après polymérisation photoactivée, des réactions secondaires acide-base via l'eau qu'ils absorbent conduisent notamment à l'élution de fluor.

De plus, les compomères comme la plupart des colles composites nécessitent la mise en œuvre de traitements de surfaces spécifiques (mordançage) et l'emploi d'agents de couplage permettant l'adhésivité.
Les propriétés mécaniques sont supérieures aux verre-ionomères : meilleure résistance en flexion et à l'usure. Moindre libération de fluor.
Ex. Dyract Cem Plus®-Densply De Trey.
(LASFARGUES M, 1998 **(158)**)

4.2.3. Colles

Il s'agit de matériaux acryliques macromoléculaires qui durcissent par polymérisation (chemo-induction, photo-induction ou induction dual). L'état polymérisé confère à ces matériaux une forte ténacité. Cela explique l'aptitude du joint collé à répartir et dissiper les contraintes qu'il subit. C'est une qualité qui est exploitée pour l'adhésion des restaurations coronaires partielles (facettes, inlays), et de façon générale pour l'assemblage des vitrocéramiques.
En revanche, les colles exigent un protocole de manipulation strict.
Le protocole comprend:
-un traitement de surface à l'acide fluorhydrique de 4 à 9% pendant 3 minutes,
-rinçage, séchage,
-la mise en place de silane qui doit être hydraté (double action du silane : lier la céramique inorganique et la colle organique de façon covalente en éliminant une molécule d'eau, et constituer un agent de mouillage pour la colle),
-l'application de l'adhésif, photopolymérisable,
-l'utilisation d'une colle duale.

Il existe sur le marché trois types de colle :

-Les colles **auto-adhésives** (RelyX Unicem®, 3M-Espe ; Total Cem®, Itena ; MaxCem Elite®, Kerr ; BisCem®, Bisico).

-Les colles **à potentiel adhésif** (SuperBond®, Morita ; Panavia®, Kuraray).
Elles nécessitent préalablement un traitement des surfaces du substrat et de l'intrados prothétique.

-Les colles **sans potentiel adhésif propre** (Variolink II®, Ivoclar-Vivadent ; Vitique®, DMG ; Duolink®, Bisico).
Les principaux monomères et oligomères constitutifs sont le BisGMA, le TEGDMA, et l'UDMA. L'adhésion entre l'armature et le substrat dentaire nécessite l'utilisation d'un adhésif.
On a donc des couches successives liant les deux interfaces :

Hybridation de la dentine/adhésif/colle/adhésif/silane/céramique.

Ces colles sont recommandées pour l'adhésion de céramiques à phase vitreuse, mais leur indication est moindre pour la zircone.
(PERELMUTER S *et al,* 2005 **(31)**); (GATARD F, 2004 **(159)**)

4.2.4. Rôle des agents de couplage et promoteurs d'adhésion

Un agent de couplage est un promoteur d'adhésion. Il est capable de se **lier chimiquement** entre des oxydes de surface d'une céramique, et une surface vitreuse, à des polymères présents dans un produit de collage. (MERCIER JP *et al*, 2002**(160)**). Cette liaison chimique étant impossible directement entre la zircone et une résine de collage.

Un agent de couplage fréquemment utilisé pour promouvoir l'adhésion est le silane.

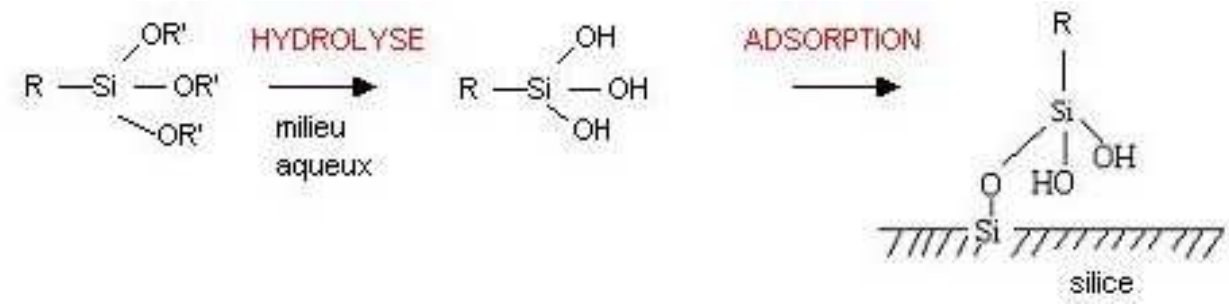
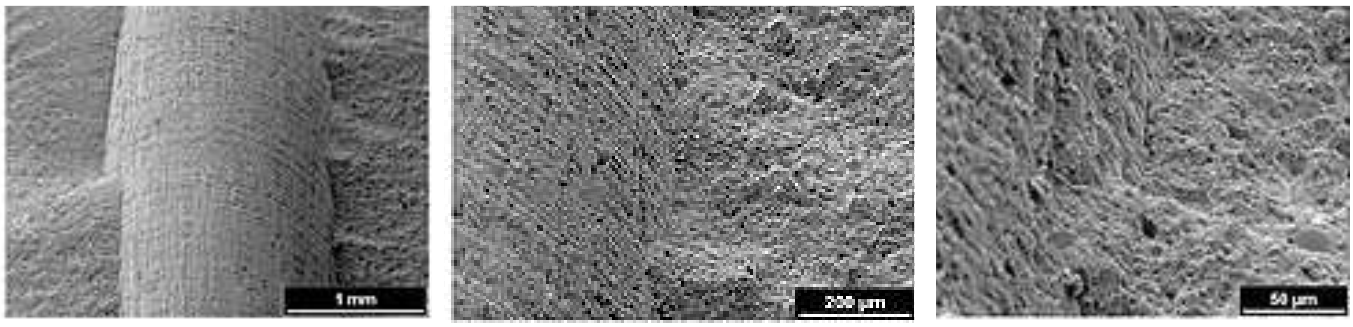


Figure 135. Exemple d'une liaison chimique entre une molécule de silane et une surface silicique.

Le silane agit donc sur la surface des minéraux (tels le verre ou la céramique), ainsi que sur la surface des polymères organiques (tels que les résines méthacrylates MDP ou 4-META), ce qui provoque une réaction chimique. Cette réaction est une réaction de condensation dans le cas des minéraux, et, dans le cas des polymères organiques, c'est une réaction d'addition et/ou copolymérisation par réaction avec les groupes chimiques terminaux et greffe sur les radicaux libres.

La silanisation améliore l'adhésion, la résistance à l'hydrolyse, et augmente la résistance mécanique.



Figures 136a, b, c. Adhésion chimique entre un tenon silanisé et une résine méthacrylate. **(160)**

Un autre composant utilisé comme promoteur d'adhésion, plus spécifique à la zircone, est un monomère de phosphate ou MDP.

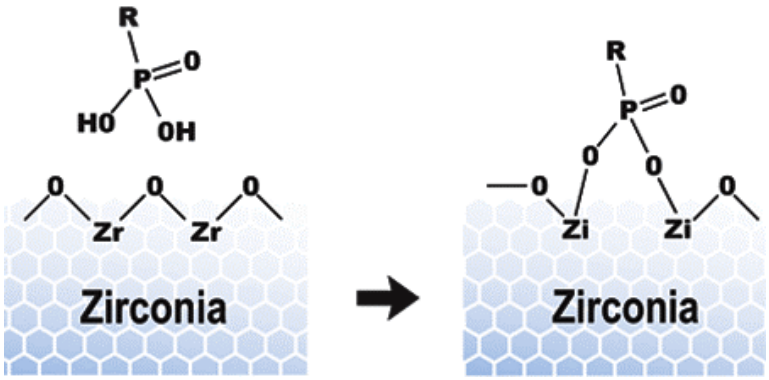


Figure 137. Adhésion chimique (liaison hydrogène) de monomères phosphate au dioxyde de zirconium.

Nous citerons, comme agents de couplage, les produits suivants :

-**Monobond S®-Vivadent** : monocomposant à base de silane, avec eau et éthanol.
Utilisé pour les vitrocéramiques et les silicates.

-**Metal/zirconia primer®-Vivadent :**monocomposant contenant un acrylate d'acide phosphonique (MDP soit monomère de phosphate), du diméthacrylate et des solvants.
Recommandé pour la zircone et l'alumine.

-**Monobond Plus®-Vivadent** : Ce conditionneur contient deux molécules : celle du Monobond S® : le silane, et celle du Metal/zirconia primer® : le MDP, permettant ainsi la liaison aux oxydes de la céramique et à la colle à base de méthacrylate, ainsi qu'aux surfaces contenant de la silice.
Son domaine d'indications est donc plus vaste : zircone, alumine ainsi que céramiques vitreuses,renforcées,et métal,etc…

4.3. Assemblage des infrastructures en zircone Y-TZP

Nous décrirons trois solutions d'assemblage couramment utilisées pour une armature en zircone : de la plus facile à mettre en œuvre, adaptée aux cas simples, nous terminerons par les situations prothétiques plus complexes.

4.3.1. Scellement au CVIMAR

Il s'agit de la technique la plus simple : l'assemblage se fait rapidement, et il y a peu de problèmes pour les cas où les limites prothétiques seraient sous gingivales.

Ici la **rétention micromécanique** est adaptée essentiellement aux cas cliniques ne demandant pas une adhésion forte.

Ces ciments ont de bonnes propriétés adhésives sur la dentine, mais leur action est améliorée par un traitement préalable à l'acide polyacrylique. Celui-ci ouvre les tubulis dentinaires.

(Exemple : **FujiCem®-Fuji** : même composition, plus grande viscosité, et temps de prise un peu plus lent que le **Fuji Plus®-Fuji**).
(KOUBI, 2009 **(33)**)

4.3.2. Collage avec des colles au potentiel adhésif : Panavia®-Kuraray ou Superbond®-Morita

Lorsque l'on recherche une adhésion plus importante que le seul microclavetage, on utilisera une colle. Le collage implique la possibilité d'un champ opératoire propre et sec.
Deux colles au potentiel adhésif sont actuellement recommandées :

-**Panavia®-Kuraray** :

Contient comme monomère fonctionnel le métacryloyloxydecaéthyl-phénylphosphate (MDP). Cette molécule se lie d'avantage aux oxydes (céramiques), mais est aussi utilisée pour les reconstitutions métalliques.
Cette colle relargue du fluor.

-**Superbond®-Morita** :

Résine de collage contenant du 4-META (anhydride 4 méthacryloxyéthyl-triméllitique) capable de former des liaisons hydrogène avec les surfaces polaires. Elle se lie ainsi plus facilement avec le métal.
Une autre singularité de cette colle est son mode d'amorçage avec le le tri-N-butyllborane, qui n'est pas inhibé mais activé en présence d'oxygène ou d'humidité.
Enfin, comme elle ne contient pas de charges, ses propriétés viscoélastiques sont majorées et permettent d'absorber les contraintes ; ce qui est intéressant pour les céramiques, matériaux à rupture fragile.

Le pouvoir adhésif de ces colles est donc dû aux monomères actifs : MDP pour Panavia® et 4-META pour Superbond®.
Elles nécessitent des traitements mécanique des surfaces prothétiques (microsablage), et chimique du substrat (mordançage).

Les techniques de collage sans sablage préalable recommandent l'utilisation d'un conditionneur permettant l'adhésion avec les composites de collage, comme Monobond Plus®-Vivadent.
(ATTAL JP, TIRLET G, 2009 **(101)**)

Divers travaux mettent en évidence les qualités du RelyX Unicem®-3M Espe, colle auto-adhésive et auto-mordançante : forte adhésion, bonnes qualités mécaniques, plusieures teintes, peu sensible en milieu humide. On pourra citer également la colle auto-adhésive G Cem automix zircone®-GC.

Une étude de 2010 (YANQ B *et al* **(161)**) a évalué la qualité de deux types de collage :
- un sablage à 0,25MPa puis la mise en place d'une résine autoadhésive (RelyX Unicem®-3M Espe)
- un sablage à basse pression (0,05MPa) et la mise en place d'un primer type MDP.

Après analyse des résultats, tous deux semblent corrects pour un collage de qualité sur du long terme.

4.3.3. Collage après traitement tribochimique

Cette dernière méthode d'assemblage consiste en un collage sur une couche de silice adhérente à l'intrados prothétique.
Ces techniques chimiques ou tribochimiques augmentent les valeurs d'adhérence de façon significative. Ces traitements ont aussi la capacité à rester efficace après vieillissement dans l'eau, donc à l'hydrolyse en milieu buccal. On a donc une amélioration de l'adhérence immédiate et surtout à long terme.
Cela implique aussi que cette couche de silice ne se détache pas de la zircone.

L'acide fluorhydrique étant inactif sur la zircone (absence de phase vitreuse), la procédure consiste ici à appliquer dans un premier temps un revêtement de silice, puis ensuite de silaniser l'intrados. La procédure peut débuter par un **sablage facultatif** à l'alumine Al_2O_3 de maximum 50µm sous 2 bars.
Le principe du **dépôt de silice** est simple : il consiste à vitrifier l'intrados de l'armature afin de changer la surface cristalline en verre.
Le collage du verre se fait ensuite facilement par le biais de silane qui permettra d'optimiser l'adhésion de la colle.
Le dépôt d'un film mince de silice (env. 0,5µm) peut être réalisé de 2 manières :
- par pyrolyse de siloxanes (parfois dit silicone ; il s'agit de la contraction de Silicium-Oxygène-Alkane, molécule hydrophobe) sur la surface prothétique. Cela est réalisé à l'aide du PyrosylPen créé par Tiller et dérivé du Silicoater MD®, Kulzer™.
- par un traitement tribochimique par lequel des particules d'alumine recouvertes de silice (granulométrie de 30µm) sont projetées sur la surface et laisse une fine

couche de silice Le système Rocatec®-3M Espe™ est la version pour les laboratoires, et Cojet® -3M Espe™ est celle dédiée au cabinet.

Les séquences cliniques suivent ensuite le protocole conventionnel de mise en place d'une céramique avec l'**application d'un silane puis d'une colle.**
(CAZIER S, AMAR J, 2005 **(162)**)

En 2008, une étude (AKGUNGOR G *et al* **(163)**) a évalué différents procédés de préparation au collage, avec sablage ou dépôt d'une pellicule de silice sur la zircone. Cela a permis de comparer la résistance des collages à court terme et à long terme, dans des conditions thermiques et hydriques variables.
Il est ressorti de cette étude, que sur le court terme, les traitements tribochimiques affichent une meilleure résistance au collage. En revanche, après 150 jours avec des variations thermiques de 5° à 55°C, les résultats obtenus avec un traitement de sablage + primer MDP/silane sont supérieurs aux autres.

Au vu de cette étude, un assemblage durable et résistant à l'eau et aux changements thermiques, à plus de chance d'être obtenu avec un traitement de sablage + primer MDP/silane, plutôt qu'avec une pellicule de silice + primer MDP/silane.

4.3.4. Synthèse et conclusion

Le choix de la méthode et du matériau d'assemblage doit être fait à la suite d'une analyse rigoureuse des paramètres cliniques.
Le collage, s'il offre des qualités de rétention et de renforcement du pilier dentaire, exige un protocole d'assemblage rigoureux et fastidieux. Il ne faut donc pas se priver du confort d'utilisation des matériaux comme les CVIMAR en première intention. Ils ont en effet un bon potentiel d'adhérence, et cela avec une certaine facilité de mise en œuvre.

Les méthodes d'assemblage en bref :

1/ acide polyacrylique + CVIMAR
2/ sablage + colle auto-adhésive (adhésion supérieure à celle des CVIMAR et inférieure à celle des colles sans potentiel adhésif)
3/ sablage ou conditionneur Monobond Plus® + Panavia®
4/ sablage ou conditionneur Monobond Plus® + Superbond®
5/ sablage facultatif + Rocatec® (silice) + silane + colle (Panavia® ou Superbond®)

4.3.5. Axes de progrès et de développement pour l'assemblage de la zircone

Faute d'avoir un moyen d'assemblage unique et idéal pour la zircone, nous proposons ici quelques stratégies de conception des infrastructures pour améliorer cette étape clinique et la pérennité prothétique. Ainsi, pour optimiser les valeurs d'adhésion, on recourt à une céramique vitreuse et à une colle sans potentiel adhésif : celle présentant les meilleures valeurs de liaison aux phases vitreuses parmi tous les adhésifs. Il reste à étudier ces deux protocoles en termes de longévité.

***Une modification partielle de l'intrados prothétique :**

En 2008, le Dr Claude Launois et son prothésiste M. Hervé Maréchal ont eu l'idée ingénieuse d'une armature en zircone pour bridges à ancrages partiels, n'atteignant pas les limites cervicales. Ces dernières sont alors en contact direct avec la céramique feldspathique sur une hauteur d'environ 1,2mm qui sera mordancée et collée,…bénéficiant de nombreuses années de recul clinique.
(LAUNOIS C, 2008 **(164)**)

Figure 138. Schématisation d'une infrastructure partielle en zircone (164)

De ce principe s'en est suivie la mise en pratique par le biais de la CFAO : le logiciel de CAO l Designer™ (Henry Schein) propose un programme de dégagement des marges sur la chape en zircone, et d'ajustement de la coque en céramique à presser.
Cette marge collée assurera une surface d'au moins 20mm^2. (BOURRELLY G, 2009(**115**))

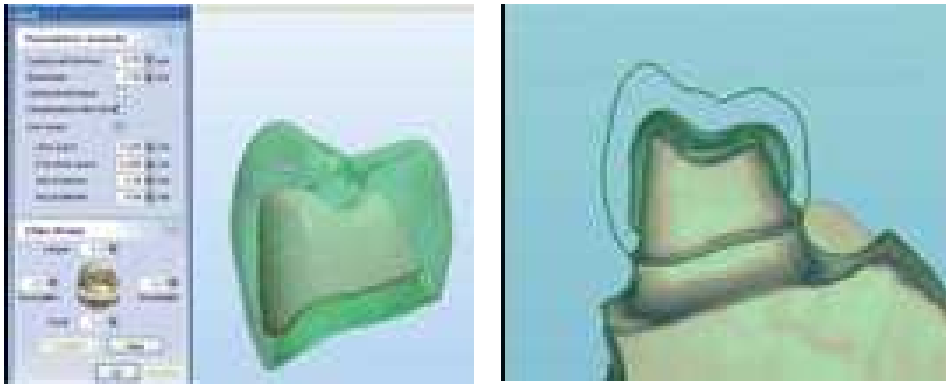


Figure 139. Pages du logiciel 3 Shape Dental Designer™-Henry Schein permettant la réalisation d'infrastructure partielle en zircone **(115)**

***Une évolution globale de l'intrados prothétique :**

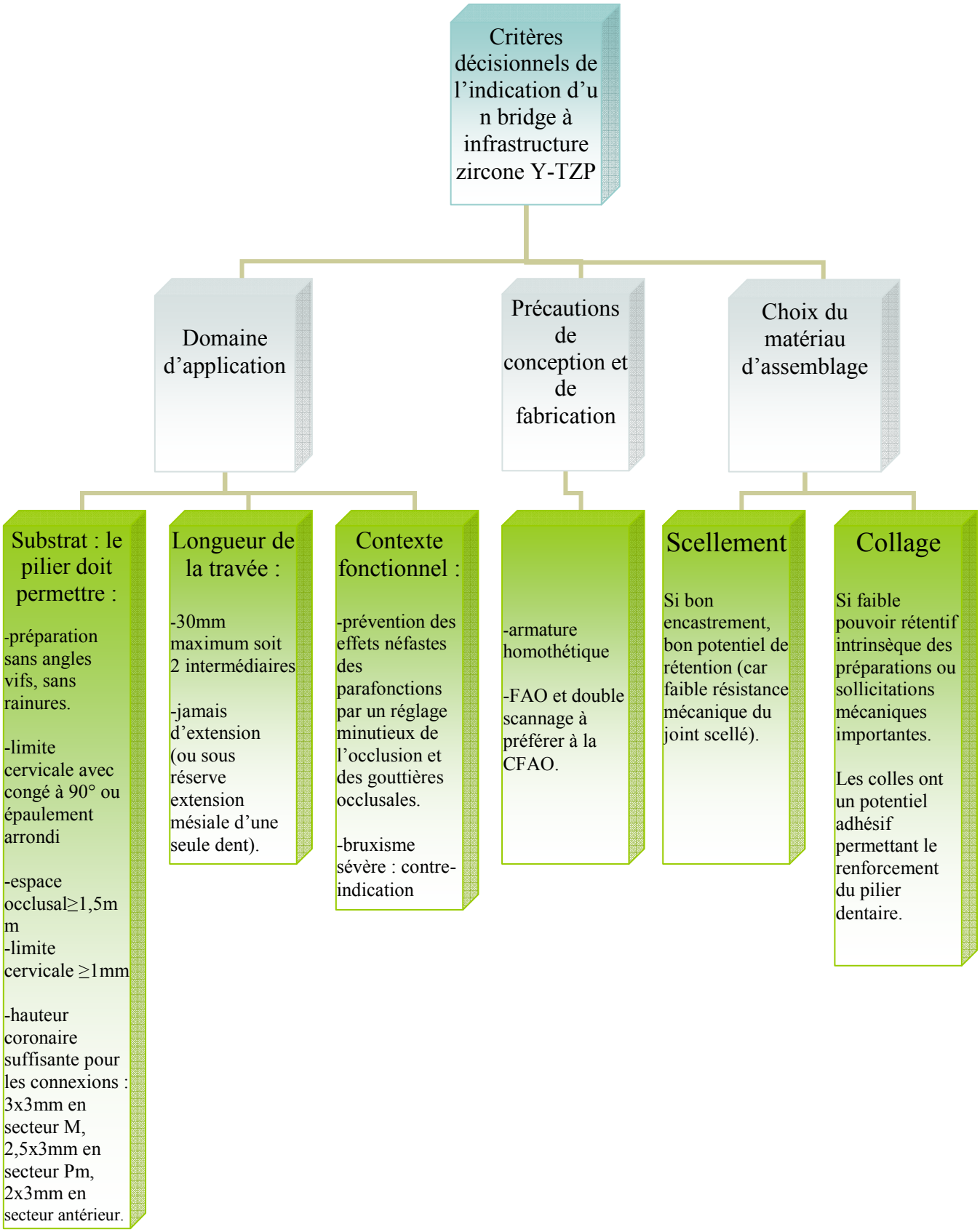
Il s'agit de la réalisation d'une armature à double composant grâce à une barre de zircone centrale englobée dans de la céramique feldspathique. Cette conception permet ainsi de ne pas avoir de zircone en contact direct avec le matériau d'assemblage. Le protocole de mordançage/collage est là encore au service de cette stratégie de développement.

Quatrième partie :

INDICATIONS ET LIMITES DES INFRASTRUCTURES DE BRIDGES EN ZIRCONE Y-TZP

[Les infrastructures de bridges en zircone Y-TZP:
de la conception aux applications]

1 Guide d'utilisation de la zircone Y-TZP



2 Précautions à prendre et maintenance

Le choix du matériau utilisé pour construire l'infrastructure résistante se fera en fonction du secteur d'arcade considéré, de l'espace disponible pour réaliser les connexions résistantes ainsi que du nombre d'intermédiaires de bridge.
Avec la zircone il est possible d'envisager de remplacer de manière fiable deux éléments manquants adjacents, au-delà, la réalisation d'un bridge devient d'après Shillingburg, un traitement à risque.

Le bridge à infrastructure zircone, après en avoir posé son indication et étudié les moyens de conception et de fabrication, doit être soumis à des **contrôles d'occlusion** minutieux.

De plus, certains auteurs comme Donovan T.E. (DONOVAN, 2008 **(97)**) recommandent la prescription de **gouttières d'occlusion**.
Chez les patients présentant des parafonctions telles le bruxisme (les formes sévères de bruxisme contre-indiquant ces restaurations tout-céramiques) le port de gouttières nocturnes prévient des risques suivants :
-l'usure des dents antagonistes naturelles (le pouvoir abrasif de la céramique étant supérieur à celui de l'émail),
-l'éclatement de la céramique cosmétique,
-la fracture des éléments prothétique notamment au niveau des connexions.

3 Points critiques et alternatives à la zircone Y-TZP

Malgré les qualités de la zircone, notamment sa résistance mécanique supérieure aux autres céramiques, sa très grande biocompatibilité permettant d'excellents résultats esthétiques avec les tissus marginaux (limite juxta-gingivale), et ses propriétés optiques, les infrastructures métalliques offrent encore de nombreux avantages.

Inconvénients de la zircone :

-surface de connexion supérieure aux infrastructures métallique, car il s'agit du point initial des ruptures, sur la zone gingivale.

-hauteur clinique importante pour la réalisation des connexions et pour diminuer la concentration des contraintes au niveau cervical : peut nécessiter un allongement coronaire.

Les restaurations sont donc en bouche assez volumineuse pour le patient.

-pas de réparation ou de transformation possibles d'une pièce en service, à l'instar des bridges céramo-métalliques offrant la possibilité de brasures secondaires ou de modification d'une prothèse scellée.

-les qualités mécaniques sont insuffisantes pour les bridges de longue portée où l'infrastructure métallique reste le premier choix.

-les exigences rigoureuses des préparations et des lignes particulières de finition constituent un obstacle pour certains cas, là où les techniques de coulées précises exploitent tous les types de préparations dentaires.

CONCLUSION

[Les infrastructures de bridges en zircone Y-TZP:
de la conception aux applications]

Le recours à des matériaux d'infrastructures innovants telle la zircone Y-TZP pour des reconstructions céramo-céramiques, constitue une véritable avancée prothétique.
Ses atouts harmonieux de couleur et d'intégration biologique avec les tissus environnements répondent parfaitement à la tendance actuelle d'esthétique et de biocompatibilité. Ainsi, l'évolution marginale de la reconstruction sur du long terme ne laissera plus paraître de limites disgracieuses comme celles des infrastructures métalliques.
Les qualités mécaniques de la zircone et sa propriété atypique de renforcement par transformation de phases permet la réalisation de bridge jusqu'à 2 éléments intermédiaires sans problème dans des cas cliniques adaptés. Même si la zircone est une céramique au comportement fragile, elle est la seule dont la résistance en flexion de 1200MPa dépasse celle des alliages nobles ou non nobles (jusqu'à 800MPa). De plus, sa ténacité de 10 $MPa.m^{1/2}$ la fait arriver en tête de classement des matériaux à rupture fragile.

Cependant, malgré leur résistance aux tests mécaniques, les infrastructures en zircone Y-TZP peuvent s'avérer être des colosses aux pieds d'argile si leurs propriétés ne sont pas connues, et leur mise en œuvre non respectée. Il faudra donc veiller à respecter les exigences suivantes :

- l'utilisation de piliers de qualité pour des préparations codifiées aux formes arrondies et à congé franc d'au moins 1,5 mm pour contrer les forces de tension,
- la maîtrise des techniques soustractives de CFAO avec la collaboration du prothésiste,
- la réalisation d'un design de la travée plus imposant que pour celui d'une infrastructure métallique, donc le besoin d'une hauteur clinique suffisante entre le sommet de la papille et l'embrasure occlusale,
- des hauteurs de connexions plus importantes que pour une infrastructure métallique,
- le respect d'un protocole de traitement de l'extrados en vue de la pose du cosmétique,
- la nécessité d'une parfaite adaptation à l'essayage car l'impossibilité de retouche nécessite à nouveau la réalisation complète d'une infrastructure,
- le choix réfléchi de la technique de scellement par CVIMAR, par collage simple ou plus complexe après traitement tribochimique.

Un des inconvénients majeur pour le patient est donc le volume ressenti en bouche qui peut être positionné plus en lingual pour conserver les qualités esthétiques et mécaniques surtout au niveau des connexions.
De plus, un contrôle régulier de l'occlusion et le port de gouttières nocturnes peuvent paraître fastidieux mais semblent nécessaires à la pérennité du travail.

Concernant les limites de ce matériau, les problèmes posés par son vieillissement en milieu aqueux ne sont pas encore écartés mais demandent davantage de temps pour les analyser. A ce titre, des études menées sur la zircone associée à l'alumine et stabilisée au cérium seraient des pistes de développement car elle résisterait mieux à cette action néfaste de l'eau.

De même, le problème de la liaison avec la céramique cosmétique intervient relativement tôt dans le temps et semble plus préoccupant. Certains préconisent le montage de deux types de céramiques (vitrocéramique pressée puis feldspathique stratifiée) afin d'obtenir une meilleure

liaison. Mais cette solution complexe demande un espace prothétique important, limite l'épaisseur de céramique feldspathique la plus esthétique, et a un coût non négligeable.

Des progrès sont donc attendus, tant sur la qualité de la liaison céramique cosmétique-zircone, que sur la façon de gérer les contraintes internes issues de l'usinage et de la cuisson du cosmétique.

La réalisation de designs novateurs de l'infrastructure (barre en zircone noyée dans une céramique cosmétique, ou armature partielle en zircone) sont des voies déjà employées à titre expérimental, et apparaissent comme d'astucieuses orientations stratégiques.

Le domaine d'indications de ces infrastructures de bridges en zircone Y-TZP est donc celui des édentations de petite et moyenne étendues avec au maximum deux intermédiaires, et une hauteur clinique suffisante.
Du fait de ses qualités esthétiques, le secteur antérieur est à privilégier.
Aucune parafonction ne sera tolérée sous peine d'échec à court terme.
Pour tous les autres cas, les bridges à infrastructure métallique, loin d'être devenus des fossiles prothétiques, semblent une solution plus raisonnable.
Le recours aux armatures métallique n'est donc pas une régression, mais un choix idéal en attendant l'amélioration des qualités des armatures céramiques.

Enfin, la maîtrise des nouvelles technologies imposées par la CFAO est un élément primordial dans la réussite de ce travail pluridisciplinaire.
Le développement remarquable de la recherche industrielle en CFAO dentaire depuis François Duret à la fin des années 1970 a déjà permis des avancées majeures en termes de solutions prothétiques.
Même si aujourd'hui encore, les traditionnelles infrastructures métalliques distance en quantité celles en zircone, les procédés automatisés annoncent déjà une révolution dans le monde prothétique : actuellement ce sont essentiellement les laboratoires qui investissent dans du matériel Hi-Tech de CFAO à gros budget, mais le développement vers des systèmes d'empreinte intra-buccale numérisés, et une délocalisation de la conception et de la fabrication dans des centres spécialisés via internet, va changer la donne. La profession de prothésiste évolue donc avec les performances des outils informatiques. Le prothésiste doit désormais savoir appliquer ses connaissances de modelage artisanal manuel au monde du numérique.

BIBLIOGRAPHIE

[Les infrastructures de bridges en zircone Y-TZP:
de la conception aux applications]

1. WIKIPEDIA (2009).Céramique Histoire. [En ligne]. Adresse URL : http://fr.wikipedia.org/wiki/C%C3%A9ramique/

2. BRITISH Gallery.[En ligne].(2009).Adresse URL: http://www.british-gallery.com/british_divers-ACCUEIL

3. HERGE. Le lotus bleu. Tournai :Casterman , s.a., 1946. Dépôt légal :1er trimestre 1958.D.1982/0053/152.

4. QUID (Frémy) 2000. Arts divers, céramique. Paris: Robert Laffont, 1999.p.445-446.

5. Manufacture Nationale de Sèvres. 2009. [En ligne].Adresse URL : http://manufacturedesevres.culture.gouv.fr/

6. LAROUSSE dictionnaire, Porcelaine. Paris, édition 2003.

7. Pôle européen de la céramique (2009).Les céramiques. [Enligne].Adresse URL : http://www.cerameurop.com/spip.php?rubrique78

8. LA ROCHERE. Verrerie et cristallerie, 70210 Passavant La Rochère. Adresse URL : http://www.larochere.com/acc-cristal.htm.

9. QUID (Frémy) 2000. Chimie, composés définis, états particuliers. Paris: Robert Laffont, 1999.p240.

10. DAUM.2009.[En ligne].Adresse URL: http://www.daum.fr/

11. BACCARAT Cristal.2009.[En ligne].Adresse URL: http://www.baccarat.fr/

12. SWAROVSKI Cristal.2009.[En ligne].Adresse URL: http://www.swarovski.com

13. Ecole Nationale Supérieure des Céramiques Industrielles. Limoges, 2009. [En ligne]. Adresse URL : http://www.ensci.fr/

14. WIKIPEDIA (2009). Engobe. [En ligne]. Adresse URL : http://fr.wikipedia.org/wiki/Engobe/.

15. Emaux de Longwy.2010. [En ligne]. Adresse URL : http://www.emauxdelongwy.com.

16. WIKIPEDIA (2009). Feldspaths. [En ligne]. Adresse URL : http://www.wikipedia.org/wiki/Feldspath

17. MAHIAT Y. La matière apprivoisée.
Boulogne sur Mer: Edition CGR, 1998.-249p.

18. Céramiques et réfractaires. 2009. Creusets dentaires, [En ligne]. Adresse URL : http://www.ceramiques-refractaires.com/techniques/

19. FINAL.2009. Silice vitreuse, [En ligne]. Adresse URL : http://www.final-materials.com/materiaux/.

20. KINGERY WD, VANDIVER PB.Ceramic masterpieces.Free Press-MacMilan.1986;211-226.

21. MAGNE P, BELSER U. Restaurations adhésives en céramique sur dents antérieures. Approche biomimétique. *Quintessence Internationale*. 2003 :405p.

22. KELLY JR, NISHIMURA I, CAMPBELL SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*.1996;75(1):18-32.

23. CREATION & WILLI GELLER. Céramique zircon Creation ZI. 2010. [En ligne]. Adresse URL : http://www.creationwilligeller.com/.

24. SHOFU Dental Corporation™.(2010).[En ligne].Adresse URL:http://www.shofu.com.

25. GC Initial™.Manuel technique GC Initial Zr.2010. [En ligne]. Adresse URL : http://www.france.gceurope.com

26. GUREL G. Les facettes en céramique. De la théorie à la pratique. *Quintessence internationale.* Paris, 2005.

27. IVOCLAR-VIVADENT. Compétence en tout céramique. 2009. [En ligne]. Adresse URL : http://www.ivoclarvivadent.fr/content/products/competence.

28. FERRARI JL, SADOUN M. Céramiques dentaires. Encycl Méd Chir (Paris-France), Stomatologie-Odontologie II,23-065-G-10,1995,9p.

29. FERRARI JL, SADOUN M. Classification des céramiques dentaires. *Les cahiers de prothèse*.1995;89:17-25.

30. Mc LEAN JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*. 2001; 85(1):61-66.

31. PERELMUTER S, DE COOMAN J, DEGRANGE M, LELIEVRE F, LECARDONNEL A, POMPIGNOLI M, ROCHER P. Les céramo-céramiques.ADF.Paris.2005.

32. SORENSEN JA. The IPS Empress 2 system : defining the possibilities. *Quintessence Dent Technol*. 1999;22:153-63.

33. KOUBI S. Quel mode d'assemblage pour quelle céramo-céramique*? Le journal de la SOP*. 2009 Avril;4:32-33.

34. PERELMUTER S. Le concept In-Ceram. Ed.CdP.1993.

35. GOBERT B. La polyvalence du système Wolceram®. *Stratégie prothétique*.2004;4:47-56.

36. DURET F. Empreinte optique. 1973. Thèse 2ème cycle n° 231, Claude Bernard:Lyon.

37. REICHEL K.Virtual reality by Cerec inLab framework. *Int J Comput Dent*.2004;7(1):85-95.

38. Procera® AllCeram. Consulté en 2010. [En ligne]. Adresse URL : http://www.fcldentaire.com/DossProcera/proAL.html

39. PILATHADKA S, VAHALOVA D, VOSAHLO T. The zirconia: a new dental ceramic material. *Prague Med Rep*.2007;108(1):5-12.

40. MANICONE PF, ROSSI IOMETTI P, RAFFAELLI L.An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical application. *Journal Dent*.2007 33(5):819-26.

41. VALLEY J.W. et al, 2002.A cool early Earth, in Geology, vol.30 (4):351-354.

42. MENNEKEN M, NEMCHIN AA, GEISLER T, PIDGEON RT, WILDE SA. Hadean diamonds in zircon from Jack Hills, Western Australia.*Nature*.2007, Vol.448, pp.917-920- 2010.[En ligne]. Adresse URL : http://www.nature.com/nature/journal/v448/n7156/full/nature06083.html

43. GREMILLARD L, CHEVALIER J, EPICIER T, FANTOZZI G. Improving the durability of a biomedical-grade zirconia ceramic by the addition of silice. *J Am Ceram Soc*.2002; 85:401-07.

44. MAHIAT Y. La zircone: cette méconnue. *Stratégie prothétique*. 2006 fev;55-66.

45. WIKIPEDIA (2009). Essai mécanique. [En ligne]. Adresse URL : http://fr.wikipedia.org/wiki/Essai_m%C3%A9canique.

46. WIKIPEDIA (2009). Flexion (matériaux). [En ligne]. Adresse URL : http://fr.wikipedia.org/wiki/Flexion_%28mat%C3%A9riau%29

47. WIKIPEDIA (2009).Ténacité. [En ligne] Adresse URL : Mécanique des milieux continus. [En ligne]. Adresse URL : http://fr.wikipedia.org/wiki/T%C3%A9nacit%C3%A9.

48. GRIFFITH. Phenomena of rupture and flow in solids. *Trans R Soc*.1920;163:A221.

49. BOTTINO MA, SALAZAR-MAROCHO SM, et al. Flexural strength of glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramics and feldspathic veneering porcelains. *J Prosthodont.* 2009.

50. HAUPTMANN H, et al. Material properties of all ceramic zirconia prosthesis.*J Dent Res*. 2000;79:507.

51. ZHANG Y, PAJARES A, LAWN BR. Fatigue and damage tolerance of Y-TZP ceramics in layered biomechanical systems. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater.* 2004;71(B):166-171.

52. KITTEL C. Physique de l'état solide. chapitre:constantes d'élasticité.1998, ed. Dunod.

53. BIENFAIT A, VERMEULEN J. La zircone: pour une utilisation raisonnée. *La lettre de stomatologie*. 2009 juin;42:27-28.

54. JUNG YG, PETERSON IM, KIM DK, LAWN BR. Lifetime-limiting strength degradation from contact fatigue in dental ceramics. *J Dent Res*. 2000;79(2):722-731.

55. STUDART AR, FILSER F, KOCHER P, GAUCKLER LJ. Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges.*Dent Mater*.2007;23(1): 106-14.

56. ATT W, GRIGORIADOU M, STRUB JR. ZrO^2 three-unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator. *J Oral Rehabil*.2007;34:282-290.

57. ATT W, STAMOULI K, GERDS T, STRUB JR. Fracture resistance of different zirconium dioxide 3-unit all-ceramic fixed partial dentures. *Acta Odontol Scand*.2005;65(1):14-21.

58. GARVIE RC, HANNINCK RH, PASCOE RT. Ceramic Steel? *Nature*. 1975;258:703-4.

59. PICONI C, MACCAURO G. Zirconia as a ceramic biomaterials.*Biomaterials*.1999;(20):1-25.

60. DOLORES R.R. Y-TZP ceramic processing from coprecipitated powders: a comparative study with three commercial dental ceramics. *Dent Mater*. Published by Elsevier Ltd.2008;1-24.

61. PUGET J. Prothèse totale de hanche, les choix. Elsevier SAS.2005.63-82.

62. BLATZ MB, SADAN A, et al. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered-high-purity zirconium-oxide ceramic after long term storage and thermal cycling. *J Prostht Dent*. Avril 2004; 1991(4):356-62.

63. DEJOU Jacques. SOP sept 2009 « les grandes familles de céramique et leurs differentes propriétés ».

64. COLLOQUE NATIONALE. MECAMAT. Ecole de mécanique des matériaux. Mécanique et mécanismes des changements de phases. Aussois, 26-30 janvier 2009. (dernières modifications le 5 février 2009). [En ligne]. Adresse URL: http://www.mines.inpl-nancy.fr/wwwlsg2m/Aussois/resumes/gremillard.html.

65. WIKIVERSITE(2009). Métallurgie générale, les métaux. [En ligne]. Adresse URL : http://fr.wikiversity.org/wiki/.

66. ISO 6872.-Art dentaire.-Produits céramiques (indice de classement : S91-221). [En ligne]. Adresse URL : http://www.legifrance.gouv.fr.

67. LEROUGE S, HUK O, YAHIA LH, et al. Ceramic-ceramic and metal polyethylene total hip replacements. *J.B.J.S.*1997;(B)79:135-139.

68. MONASTK, TAYLOR.Studies on the wear of porcelain, enamel, and gold. *J Prosth Dent* 1971;25:299-306.

69. JOURNEES spécialisées sur les réfractaires. Polytech'Orléans. 15 et 16 septembre 2004. [En ligne]. Adresse URL: http://rdm.cnrs.fr/IMG/pdf/CNRS_mecaniciens_2004-b.pdf.

70. MOUNT G.J, HUME W.R. Préservation et restauration de la structure dentaire. 1ère edition. Paris:De Boeck Université, 2002.-280p.

71. MOUSSARD C. Biochimie structurale et métabolique. 2ème edition. Bruxelles:De Boeck Université, 2002.-324p.

72. FOUQUIER R. La zircone, comment je m'y accroche! *Tech Dent*. 2008 oct;263:7-17.

73. DUBOIS DU NILAC D.(2009, fev.12).Questions zircone [Courrier électronique à Célia Pradines],[En ligne].Adresse par courrier électronique : cel.de.mer@hotmail.fr

74. Encyclopaedia Britannica, Inc. 1994. [En ligne]. Adresse URL : http://www.britannica.com/EBchecked/topic/126658/colour

75. FOUQUIER R. Modelage céramique sur zircone. *Tech. Dent*. Juin 2009: 270:7-21.

76. HEFFERNAN MJ, AQUILINO SA, DIAZ-ARNOLD AM, HASELTON DR, STANFORD CM, VARGAS MA. Relative translucency of six all-ceramic system. Part II: Core and veneer materials. *J Prosthet Dent*. 2002;88(1):10-5.

77. BOUDRIAS P. L'infrastructure en zircone yttriée: le nouveau chapitre dans la recherché d'un remplacement pour l'armature métallique. *Journal dentaire du Quebec*.avr 2005;42:165-169.

78. STADLINGER B, HENNIG M, et al. Comparison of zirconia and titanium implants after a short healing period. A pilot study in minipigs. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2010 Feb 19. [Epub ahead of print]

79. ANDREIOTELLI M, et al. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res*. 2009 sep;20 Suppl 4:32-47.

80. ANDRA : Agence national pour la gestion des déchets radioactifs.2010. [En ligne]. Adresse URL : http://www.andra.fr/index.htm.

81. COVACCI V, BRUZZESE N, MACCAURO G, ANDREASSI C, RICCI GA, PICONI C, MARMO E, BURGER W, CITTADINI A. In vitro evaluationof the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*.1999; (20): 371-376.

82. RIMONDINI L, CERRONI L, CARRASSI A, TORRICELLI P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002; 17: 793-8.

83. ISO 10983-5 : 2009.-Evaluation biologique des dispositifs médicaux- -Partie 5 : Essais concernant la cytotoxicité in vitro. [En ligne]. Adresse URL : http://www.iso.org/iso/fr/catalogue_detail.htm?csnumber=36406

84. ISO 10993-10 : 2002.-Evaluation biologique des dispositifs médicaux- -Partie 10 : Essais d'irritation et d'hypersensibilité retardée. [En ligne]. Adresse URL : http://www.iso.org/iso/fr/iso_catalogue/catalogue_tc/catalogue_detail.htm?csnumber=33364

85. ISO 10993-11 : 2006.-Evaluation biologique des dispositifs médicaux- -Partie 11 : Essais de toxicité systémique. [En ligne]. Adresse URL : http://www.iso.org/iso/fr/iso_catalogue/catalogue_tc/catalogue_detail.htm?csnumber=35977

86. ISO 13356 : 2008.-Implants chirurgicaux- - Produits céramiques à base de zircone tétragonale stabilisée à l'oxyde d'yttrium (Y-TZP). [En ligne]. Adresse URL : http://www.iso.org/iso/fr/catalogue_detail.htm?csnumber=40166

87. RAIGRODSKI AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2004;92(6):557-62.

88. SAILER I, FEHER A, FILSER F, GAUCKLER LJ, LUTHY H, HAMMERLE CH. Five year clinical results of zirconia frameworks for post fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*. 2007; 20(4):383-8.

89. SUAREZ MJ, LOZANO JF, PAZ SM, MARTINEZ F. Three year clinical evaluation of In-ceram zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont*. 2004;17(1):35-8.

90. RAIGRODSKI AJ, CHICHE GJ, POTIKET N, HOCHSTEDLER JL, MOHAMED SE, BILLIOT S, MERCANTE DE. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial protheses: A prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent*. 2006; 96-:237-44.

91. VULT VON STEYERN P. All-ceramic fixed partial dentures. Studies on aluminum oxide- and dioxide- based ceramic systems. *Swed Dent J suppl* . 2005;(173):1-69.

92. BURKE FJ, AI A, PALIN WM. Zirconia-based all-ceramic crowns and bridges: three case reports. *Dent Update*.2006; 33(7):401-2,405-6,409-10.

93. DE MARCH P, LAUNOIS C. Bridge de longue portée: céramo-métal ou tout céramique? *Réalités cliniques*. 2007; n°3 vol 18: 1-13.

94. SHILLINGBURG HT, HOBO S, WHITSETT LD, JACOBI R, BRACKETT SE. Fundamentals of fixed prosthodontics. 3rd ed. Chicago: Quintessence, 1997.

95. CRAMER VON CLAUSBRUCH S, FAUST A. Advanced crown and bridge design.*Int J Comput Dent*.2003;6(3):293-302.

95bis. CHICHE G, PINAULT A. *Esthétique et restauration des dents antérieures*. Paris :Edition CdP, 1995

96. DI LORIO D et al. Effect of margin design on fracture resistance of Procera® all ceram cores: an in vitro study. *The Journal of contemporary dental practice*. Fev 2008; 2(Vol 9):1-9.

97. DONOVAN T.E. Factors essential for successful all-ceramic restaurations.*J.Am Dent*.2008.

98. RAIGRODSKI AJ. Clinical and laboratory considerations for the use of CAD/CAM Y-TZP based restaurations. *Pract Proced Aesthet Dent*. Jul 2003;15(6):469-76.

99. VITA Zahnfabrik. Adresse URL: http://vita-zahnfabrik.com.

100. LAVA™. 3M ESPE. Adresse URL : http://solutions.3mfrance.fr

101. ATTAL JP, TIRLET G. Préparation et assemblage: les deux clés du succès. *JSOP*. 2009;7:31-34

102. BELLOT, Paul
Résistance des travées de bridge.-121p.
Th: Chir dent: Nancy: 1983; 94

103. GAZAUD J. La fatigue des matériaux. Paris, Dunod, 1971.

104. ANTE IH. The fundamental principles of abutments. *Mich State Dent Soc Bull*.1926;8(14):232-257.

105. GRAF H, ZANDER HA. Tooth contact patterns in mastication. *J Prosthet Dent*.1963;13(6):1055-1066.

106. LE GAL M G, LAURET J-F. La fonction occlusale, implications cliniques. *Collection JPIO.* Ed. CdP-Wolters Kluwer France. Rueil-Malmaison.2008.291p.

107. RAMFJORD SP, ASH MM. Occlusion.1966.W.B. Saunders.Philadelhia.396p.

108. LARSSON C, HOLM L, LOVGREN N, KOKUBO Y, VON STEYERN PV. Fracture strength of 4 unit T-TZP fixed partial denture cores designed with varying connector diameters: an in vitro study. *J Oral Rehabil*.2007; 34(9): 702-9.

109. OH W, GOTZEN N, ANUSAVICE KJ. Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed partial dentures. *J Dent Res*. 2002;81(9):623-627.

110. DIADEM SAS. Dental solutions for labs. 2009.[En ligne]. Adresse URL: http://www.diademfrance.com/index.htm.

111. OH W, ANUSAVICE KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2002;87:536-42.

112. GUAZZATO M, PROOS K, QUACH L, SWAIN MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials*.2004;25:5045-5052.

113. ZIRKONZAHN®.2009.[En ligne]. Adresse URL : http://www.zirkonzahn.com

114. TOUATI B, MIARA P, ZYMAN P, JONAS P. Société Française de Dentisterie Esthétique. Les couronnes céramo-céramiques en Procera® all-ceram. *Information Dentaire*. 17 01 2001;3:137-2.

115. BOURRELLY G. Henry Schein, Flyer 76, compléments d'explications du 23 mars-30 avril 2009. [En ligne]. Adresse URL : http://www.entreprothesistes.com/forum/read.php?6,1822

116. DURET F, et al. Principe de fonctionnement et application technique de l'empreinte optique, dans l'exercice de cabinet. *Cahier de prothèse*. 1985;50:73-109.

117. UNGER F. La CFAO dentaire. *Stratégie prothétique*. 2003; 327-41

118. UNGER François
Concepts cliniques en innovation zircone et CFAO
Paris : SNPMD (ed), 2005.-132.

119. WITKOWSKI S. Was können CAD/CAM systemein der Zahnteknik. *Zahntech* MAg. 2001;5:129-37.

120. PIEUS, Anne-Elisabeth
Intérêts de l'association de la zircone et des systèmes de CFAO dans les reconstitutions plurales en prothèse fixée.-126p.
Th : Chir dent : Paris7 :2007 ; G048.

121. GUIDE de la CFAO dentaire. CNIFPD-UNPPD.2009. [En ligne]. Adresse URL : http://www.cnifpd.fr/guidecfao/numerisation3D.html

122. GAVA, Didier
Vision conoscopique 3D : calibration et reconstruction.-156f
Th :Sciences de la Vie et de la Matière.Mathématiques et informatique:ParisV:1998

123. NOBEL BIOCARE. 2010. Road Show Nobel Procera™. [En ligne]. Adresse URL: http://www1.nobelbiocare.com/en/education-and-events/educational-courses/

124. OPTIMET.Optical Metrology Ltd. 2010. [En ligne]. Adresse URL : http://optimet.com/optimet_company_profile.htm

125. TOUATI B., ETIENNE J.-M., VAN DOOREN E. Esthetic integration of digital-ceramic restorations. *Montage Media publishing*. 2008.

126. TOUATI B., et al. Progrès numérique et céramique dentaire. *Le fil dentaire*. 2009;41:14-18.

127. SIRONA. Système CAO/FAO, CEREC Connect.(2010). [En ligne].Adresse URL: http://www.sirona.fr/

128. iTERO™, CADENT™.2010.[En ligne].Adresse URL : http://www.cadentinc.com/itero/itero.php?section=professional

129. E4D SKY™.E4D Dentist™.2010.[En ligne].Adresse URL : http://www.e4dsky.com/

130. CASTILLO de Oyagüe R, SANCHEZ JORGUE MI, SANCHEZ TURRION A, MONTICELLI F, TOLEDANO M, OSORIO R. Influence of CAM vs CAD/CAM scanning methods and finish lines of tooth preparation in the vertical misfit of Zirconia bridges structures. *Am J Dent*.2009;22:79-83.

131. MANN F, GATINEL D, MORAX S, HOANG-XUAN T. Modélisation informatique tridimensionnelle de la cavité orbitaire et des paupières. *Journal Français d'ophtalmologie*. 2006 ;29(4) :381-390.

132. RHINOCEROS® NURBS modeling for Windows.2010. [En ligne]. Adresse URL: http://www.fr.rhino3d.com/nurbs.htm.

133. EVEREST®. KAVO CAD CAM. 2010. [En ligne]. Adresse URL : http://www.kavo-everest.com

134. BOURRELLY G. CFAO dentaire, créer un modèle avec visualisation de la gencive. *RFPD actualités (Revue Française des Prothésistes Dentaires)*.2007;5:3-7.

135. DANIEL X, MAUNY F. In-Ceram. *Synergie prothétique*.2000;2:139-43.

136. WIEDHAHN K. From blue to white: new high-strength material for CEREC-IPS e.max CAD LT. *Int J Comput Dent*. 2007;10:79-91 ;

137. SUTTOR D, BUNKE K, HOESCHELER S, HAUPTMANN H, HERTLEIN G. Lava-the system for all-ceramic ZrO_2 crown and bridge frameworks.*Int J Comput Dent*.2001;4(3):195-206.

138. HERTLEIN G, KAEMER R, SPRENGART T, WATZEK K. Millingtime vs Marginal fit of CAD/CAM manufactured zirconia restaurations. *J Dent Res*. 2003;82-194.

139. BAMFATHER KD, BRUNTON PA. Restoration of the upper dental archs using Lava all-ceramic crown and bridgework.*Br Dent J*.2007; 202(12):731-5.

140. BIEN AIR dental. Medical Technologies. 2010. [En ligne]. Adresse URL : http://www.bienair.com/dental_home.asp.

141. DENTSPLY DEGUDENT. Cercon® smart ceramics. 2010. [En ligne]. Adresse URL: http://www.dentsply.fr/degudent/catalogue-produits

142. DIGIDENT. Digital dental. 2010. [En ligne].Adresse URL: http://www.digident-gmbh.com/

143. GIRRBACH A. Fabrication d'armatures Ceramill®. 2010. [En ligne]. Adresse URL : http://www.amanngirrbach.com/fr/support/telechargements.

144. HINT-ELs GmbH. DentaCAD System.Griesheim. 2010. [En ligne]. Adresse URL : http://www.hintels.com/

145. BINDER JR, SCHLECHTRIEMEN N, RITZHAUPT-KLEISSEL HJ, HAUSSELT J, HEYDECKE G, STRUB JR. KaVo Everest® HPC, la céramique zircone innovante, qui ne se contracte pas lors du frittage. Tiré à part. KaVo. 20 09 2005.

146. CYNOVAD. Système Pro 50™. 2009.[En ligne]. Adresse URL : http://www.labodentestherium.com

147. CYNOPROD™. Equipments. 2007. [En ligne]. Adresse URL : http://www.cynoprod.com/index.php?id=80

148. EVIRSA Inc. 2007. [En ligne]. Adresse URL : http://www.evirsa.com/

149. STRAUMANN®. Etkon™ CADCAM. 2010. [En ligne]. Adresse URL: http://cadcam.straumann.fr/fr-index/solution/3d-scanner-es1.htm

150. DENZIR®.2010. [En ligne]. Adresse URL : http://www.denzir.com

151. 3SHAPE Dental System™. 2010. [En ligne]. Adresse URL: http://www.3shape.com/

152. ROULET JF, DEGRANGE M. Collage et adhesion: la revolution silencieuse. *Quintessence Internationale*. 2000.

153. KOMINE F, GERDS T, WITKOWSKI S, STRUB JR. Influence of framework configuration on the marginal adaptation of zirconium dioxide ceram anterior four-unit frameworks.*Acta Odontol Scand*.2005;63(6):361-6.

154. REICH S, KAPPE K TESCHNER H, SCHMITT J. Clinical fit of four unit zirconia posterior fixed dental protheses. *Eur J Oral Sci*. 2008;116:579-584.

155. BEUER F et al. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Academy of dental materials, article in press*. 2008;1-23.

156. CHAIYABUTR Y, McGOWANS et al. The effect of hydrofluoric acid surface treatement and bond strength of a zirconia veneering ceramic. *J Prosth Dent*. Sep 2008; 100(3):194-202.

157. DEJOU J, LABORDE G. Collage et scellement : comment s'y coller ? [En ligne] *SFDE*.2008 janvier.[Consulté le 04/04/2010].Adresse URL : http://www.sfde.fr/newsite/spip.php?article52

158. LASFARGUES M, BONTE E, GOLDBERG M,JONAS R,TASSERY H. Ciments verres ionomères et matériaux hybrides. *Encycl Méd Chir* (Elsevier, Paris) odontologie, 23065K 10. l8p, 1998.

159. GATARD F. Le scellement des restaurations céramiques à base d'alumine ou de zircone. *Strat Proth*.2004;4(1):69-74.

160. MERCIER JP, ZAMBELLI G, WILFRIED K. Introduction à la science des matériaux (T.M. Vol1). Presses polytechniques et universitaires romandes, 2002.p.520.

161. YANQ B, BARLOI A, KERN M. Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. *Dent Mater*.2010;26(1):44-50.

162. CAZIER S, AMAR J. Scellement ou collage:quand? Comment?.*Quintessence Internationale*. 2005;27:13-22.

163. AKGUNGOR G, SEN D, AYDIN M. Influence of different surface treatments on the short-term bond strength and durability between a zirconia post and a composite resin core material. *J Prosthet Dent.*2008;99(5):388-399.

164. LAUNOIS C, MARECHAL H. Evolution du design des armatures en zircone pour bridges à ancrages partiels. *Les cahiers de prothèse*. 2008 ;143 :25-34.

PRADINES Célia

INFRASTRUCTURES DE BRIDGES EN ZIRCONE Y-TZP :
DE LA CONCEPTION AUX APPLICATIONS

Thèse de chirurgie dentaire. Nancy **2010-226** Pages. : 139 ill.

RESUME :

La zircone Y-TZP répond au précepte actuel de « biocompatibilité et esthétique » et présente les caractéristiques essentielles pour la réalisation des infrastructures de bridge en prothèse fixée.

Les propriétés mécaniques de cette céramique, notamment son comportement original de « transformation résistante », sa grande résistance à la flexion, ses qualités optiques et biologiques font d'elle une concurrente aux infrastructures de bridges céramo-métalliques.

Cependant, ce matériau dit « à rupture fragile » exige d'être mis en place dans des situations cliniques adaptées, faute d'échecs à court terme. Sa mise en œuvre demande de respecter de nombreux paramètres depuis la conception jusqu'à l'assemblage du bridge.

Le travail d'une infrastructure de bridge en zircone Y-TZP impose aussi la maîtrise de l'outil de Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur.

Une industrie innovante en procédés numériques propose ainsi une multitude de systèmes permettant de traiter la zircone Y-TZP jusqu'à la réalisation d'armatures.

Des axes de développement sont désormais lancés pour accroître encore les performances de ce matériau, et élargir le domaine d'applications de ces bridges à infrastructure zircone Y-TZP.

MOTS-CLES :

Zircone Y-TZP, infrastructure de bridge, CFAO et procédés industriels d'usinage, céramique.

DATE DE SOUTENANCE :

17 mai 2010

ADRESSE DE L'AUTEUR :

PRADINES Célia
I impasse Bel Air
70000 Frotey les Vesoul