Aspects actuels des reconstitutions corono-radiculaires en prothèse fixée

Matthieu Gamel

▶ **To cite this version:**

Matthieu Gamel. Aspects actuels des reconstitutions corono-radiculaires en prothèse fixée. Sciences du Vivant [q-bio]. 2002. hal-01732699

HAL Id: hal-01732699
https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01732699

Submitted on 14 Mar 2018

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

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

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

AVERTISSEMENT

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

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

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

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

LIENS

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

ACADEMIE DE NANCY-METZ

UNIVERSITE DE NANCY I
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2002

N° : 10.02

BIBLIOTHÈQUE
PHARMACIE
ODONTOLOGIE
NANCY

THESE

pour le

DIPLÔME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

par

Matthieu CAMEL
Né le 03 Janvier 1976 à Essey-lès-Nancy (54)

ASPECTS ACTUELS DES RECONSTITUTIONS CORONO-RADICULAIRES EN PROTHESE FIXEE

Présentée et soutenue publiquement le : Mardi 26 Février 2002

Examinateurs de la thèse :

M. M. PANIGEL	Professeur des Universités	Président
M. J.P. LOUIS	Professeur des Universités	Juge
M. J. SCHOUVER	Maître de Conférences des Universités	Juge
M. D. DE MARCH	Assistant hospitalier universitaire	Juge

BU PHARMA-ODONTOL
D 104 059423 3

ACADEMIE DE NANCY-METZ

UNIVERSITE DE NANCY I
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2002 BS 15879 N° :

BIBLIOTHEQUE PHARMACIE ODONTOLOGIE NANCY

THESE

pour le

DIPLÔME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

par

Matthieu GAMEL
Né le 03 Janvier 1976 à Essey-lès-Nancy (54)

ASPECTS ACTUELS DES RECONSTITUTIONS CORONO-RADICULAIRES EN PROTHESE FIXEE

Présentée et soutenue publiquement le : Mardi 26 Février 2002

Examinateurs de la thèse :

M. M. PANIGHI	Professeur des Universités	Président
M. J.P. LOUIS	Professeur des Universités	Juge
M. J. SCHOUVER	Maître de Conférences des Universités	Juge
M. D. DE MARCH	Assistant hospitalier universitaire	Juge

UNIVERSITE Henri Poincaré NANCY 1
Président : Professeur Claude BURLET

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE
Doyen : Professeur Jean-Paul LOUIS

Assesseur(s) : Docteur C. ARCHIEN - Docteur J.J. BONNIN
Professeurs Honoraires : MM. F. ABT - S.DURIVAUX - G. JACQUART -D. ROZENCWEIG - M. VIVIER
Doyen Honoraire : J. VADOT

Sous-section 56-01 Odontologie Pédiatrique	Mme	***D. DESPREZ-DROZ***	Maître de Conférences
	M	J. PREVOST	Maître de Conférences
	Mlle	S. CREUSOT	Assistant
	Mme	M.J. LABORIE-SCHIELE	Assistant
	Mlle	A. SARRAND	Assistant
Sous-section 56-02 Orthopédie Dento-Faciale	Mme	***M.P. FILLEUL***	Professeur des Universités*
	Mlle	A. MARCHAL	Maître de Conférences
	Mme	M. MAROT-NADEAU	Assistant
	Mme	D. MOUROT	Assistant
	Mlle	A. WEINACHTER	Assistant
Sous-section 56-03 Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	M.	***M. WEISSENBACH***	Maître de Conférences*
Sous-section 57-01 Parodontologie	M.	***N. MILLER***	Maître de Conférences
	M.	P. AMBROSINI	Maître de Conférences
	M.	J. PENAUD	Maître de Conférences
	Mlle	A. GRANDEMENGE	Assistant
	M.	M. REICHERT	Assistant
Sous-section 57-02 Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique, Anesthésiologie Et Réanimation	M.	***C. WANG***	Maître de Conférences*
	M.	J.P. ARTIS	Professeur 2ème grade
	M.	P. BRAVETTI	Maître de Conférences
	M.	D. VIENNET	Maître de Conférences
	M.	P. GANGLOFF	Assistant
	Mme	S. KELCHE-GUIRTEN	Assistant
Sous-section 57-03 Sciences Biologiques (Biochimie,Immunologie, Histologie, Embryologie, Génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M.	***A. WESTPHAL***	Maître de Conférences *
	M.	J.M. MARTRETTE	Maître de Conférences
	Mme	L. DELASSAUX-FAVOT	Assistant
Sous-section 58-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie	M.	***C. AMORY***	Maître de Conférences
	M.	A. FONTAINE	Professeur 1er grade *
	M.	M. PANIGHI	Professeur des Universités *
	M.	J.J. BONNIN	Maître de Conférences
	M.	P. BAUDOT	Assistant
	Mme	L. CUNIN	Assistant
	M	J. ELIAS	Assistant
Sous-section 58-02 Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M.	***J.P. LOUIS***	Professeur des Universités*
	M.	C. ARCHIEN	Maître de Conférences *
	M.	J. SCHOUVER	Maître de Conférences
	Mlle	M. BEAUCHAT	Assistant
	M.	D. DE MARCH	Assistant
	M.	L.M. FAVOT	Assistant
	M.	A. GOENGRICH	Assistant
Sous-section 58-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	Mlle	**C. STRAZIELLE**	Professeur des Universités*
	M.	B. JACQUOT	Maître de Conférences
	Mme	V. SCHMIDT MASCHINO	Assistant

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

Nancy, le 01.01.2002

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.

Remerciements :

BIBLIOTHÈQUE
PHARMACIE
ODONTOLOGIE
NANCY

A notre président,

M. M. PANIGHI

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Henri Poincaré, Nancy-I

Habilité à diriger les recherches par l'Université Henri Poincaré, Nancy-I

Professeur des Universités

Sous-section : Odontologie Conservatrice – Endodontie

Nous vous remercions d'avoir accepté avec spontanéité et engouement la présidence de notre thèse. A titre personnel, je tiens à vous exprimer toute ma reconnaissance pour l'ensemble des conseils prodigués ainsi que la disponibilité témoignée aussi bien dans le service dentaire de Brabois Adultes qu'en d'autres circonstances plus ou moins récentes.

Croyez en mes profonds remerciements et en l'honneur que vous nous faites de présider notre thèse.

A notre juge,

M. J.P. LOUIS

Chevalier des Palmes Académiques

Doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire de l'Université Henri Poincaré, Nancy-I

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Sciences Odontologiques

Docteur d'Etat en Odontologie

Professeur des Universités

Responsable de la sous-section : Prothèses

Nous vous sommes reconnaissants d'avoir accepté de juger notre travail en faisant partie des membres de notre jury. Je tiens personnellement à vous remercier pour l'ensemble des cours que vous nous avez dispensés avec toujours autant de passion et d'intérêt.

Veuillez trouver ici le témoignage de notre sincère gratitude.

A notre juge et directeur de thèse,

M. J. SCHOUVER

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

La motivation et la clairvoyance dont vous nous avez fait part à chacune de nos entrevues, nous ont permis de mener à bien ce travail. A titre personnel, je tiens à vous remercier pour les conseils que vous m'avez donnés lors de nos vacations communes au sein de la Faculté. Veuillez trouver ici le témoignage de notre sincère gratitude et de notre profond respect.

A notre juge,

M. D. DE MARCH

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

Vous avez accepté de siéger parmi les membres de notre jury de thèse et nous vous en sommes reconnaissants. Je tiens personnellement à vous remercier pour votre gentillesse, votre disponibilité et vos précieux conseils lors de nos vacations communes dans le service de Prothèses.
Veuillez trouver ici le témoignage de notre sincère gratitude.

A l'ensemble des postes hospitaliers que mon cursus universitaire m'a permis de découvrir :

• au service dentaire de Brabois Adultes qui m'a donné les moyens de soigner de « véritables » patients et non plus ces modèles en plâtre ou autres « fantômes » peuplant les salles de TP. Merci également pour la bonne humeur aussi bien au niveau des étudiants (longue vie aux « Jedi » ! : Olive, Jérémy, Tof, ...) que de l'équipe encadrante (M. Panighi, P. Gangloff, Lili, Marie Paule, ...). Merci encore pour vos précieux conseils et votre disponibilité.

• au service dentaire de Thionville et surtout à Daniel et Jean-Marc qui m'ont beaucoup apporté dans de nombreux domaines : merci pour vos conseils et la confiance témoignée. Ceci malgré l'ensemble des kilomètres abattus sur une route bien souvent peu facile !

• au service dentaire du Centre Alexis Vautrin pour les conseils délivrés surtout dans le domaine prothétique par l'ensemble de l'équipe.

Aux enseignants rencontrés au cours de vacations cliniques, au sein du centre de soins de la Faculté de Chirurgie Dentaire, qui m'ont beaucoup appris par leurs judicieux conseils.

Aux internes pour leur disponibilité et leurs conseils : Patrick, Pierre, Anne et Carine.

Aux aides soignantes pour leur gentillesse.

A l'ensemble des prothésistes de la Faculté et surtout à Didier et Jean-Yves pour leur disponibilité et leurs conseils.

Au Docteur C. RAMARIJAONA qui m'a offert ma première opportunité professionnelle en cabinet libéral. Soyez remercié ici pour la confiance et la gentillesse que vous m'avez accordées et que vous continuez à me témoigner. Merci également à Sandrine pour sa disponibilité et la bonne humeur qui la caractérisent.

A mes parents qui m'ont toujours soutenu et m'ont permis d'arriver là où je suis aujourd'hui. Aucun mot n'est assez fort pour vous témoigner toute ma reconnaissance, alors simplement MERCI POUR TOUT, mais je suis sûr qu'au fond de vos cœurs vous savez combien je vous aime.

A mon frère, car je sais grâce à lui ce que veut dire « avoir un frère » dans toute la noblesse de la formule. Merci pour la grande complicité qui nous unit depuis que je suis en âge de m'en souvenir, et pour l'ensemble des choses que tu m'as fait découvrir par ton statut d'aîné. Que la Vie te soit toujours aussi agréable en compagnie de toute ta petite famille : Chantal et Louis, merci également à vous deux pour tout ce que vous m'apportez.

A Toi, Sylvie, sans qui la Vie ne serait pas aussi agréable et intense. Merci pour tout l'amour que tu me donnes chaque jour, ta confiance et ton soutien qui me permettent d'exister. Tu sais combien je t'aime et toujours t'aimerai.

A ma famille pour l'ensemble des moments que nous passons ensemble.
A mon grand-père qui sait que je pense à lui où qu'il soit.

Aux parents de Sylvie, Renée et Jean-Max, pour la grande gentillesse qu'ils me témoignent à chacune de nos rencontres. Merci de m'avoir accueilli tel que je suis et de me considérer comme votre enfant. Et merci à Jean-Max pour sa disponibilité : sans lui, la conception de l'ouvrage que vous êtes en train de parcourir des yeux aurait été beaucoup moins aisée.

A Olive pour la sincère amitié qui nous unit depuis de si longues années.
La formule est trop bien choisie, alors je me permets de la reprendre !
De toute façon, tu sais combien je te remercie pour l'ensemble des moments passés, présents et à venir.

A Gorian et Sandra, Salah et Camille, Franck et Emilie qui savent combien je les remercie de leur amitié, malgré quelques silences téléphoniques (rassurez-vous, j'ai toujours vos numéros de téléphone !).

A Jérémy, Bertrand, Régis, Tof, Pépito, Stephen et Céline, Michel et Flo, Steph, Céline, pour tous les bons moments passés ensemble.

A l'équipe de Volley-ball de la Faculté pour l'ensemble des moments sportifs et extra-sportifs que nous avons vécus et le parcours réalisé.

A tous ceux que je ne puis citer ici mais qui savent combien d'avoir croisé leur route m'a apporté.

Sommaire :

Introduction.

1. Considérations anatomiques et fonctionnelles de la dent.

1.1. Considérations anatomiques.

1.1.1. Anatomie radiculaire et aptitude à recevoir un tenon.

1.1.2. Considérations anatomiques et épaisseur de dentine résiduelle.

1.2. Considérations fonctionnelles.

1.3. Conclusion.

2. Comportement de la dent dépulpée.

2.1. La concentration en eau de la dentine.

2.2. La perméabilité dentinaire.

2.3. Les changements structurels dus aux manoeuvres thérapeutiques.

2.4. Dureté et module d'élasticité.

2.5. L'âge.

2.6. Conclusion.

3. Cahier des charges d'une reconstitution corono-radiculaire.

3.1. Cahier des charges.

3.2. Impératifs et santé endodontiques.

3.2.1. Impératifs endodontiques.

3.2.2. Santé endodontique.

3.3. Impératifs parodontaux.

3.4. Impératifs biomécaniques.

3.4.1. Rappels sur la mécanique de la mastication.

3.4.2. Impératifs biomécaniques.

3.5. Les problèmes de corrosion.

3.6. Prévention.

4. Reconstitutions corono-radiculaires coulées.

4.1. Conservation de la structure dentaire.

4.1.1. Logement canalaire.

4.1.2. Préparation coronaire.

4.2. Rétention.

4.2.1. Considérations pour les dents antérieures.

4.2.2. Considérations pour les dents postérieures.

4.3. Choix du tenon.

4.3.1. Forme du tenon.

4.3.2. Composition du tenon.

4.3.3. Etat de surface du tenon.

4.3.4. Longueur du tenon.

4.3.5. Diamètre du tenon.

4.4. Résistance de la préparation canalaire.

4.4.1. Répartition des pressions.

4.4.2. Résistance à la rotation.

4.5. Etapes cliniques : de la désobturation à la préparation.

4.5.1. Désobturation du canal.

4.5.2. Elargissement canalaire.

4.5.3. Préparation coronopériphérique.

4.5.4. Fabrication du tenon.

4.5.5. Fabrication du corps de la reconstitution corono-radiculaire.

4.5.6. Exemple d'un cas clinique.

5. Reconstitutions corono-radiculaires foulées.

5.1. Matériaux de reconstitution coronaire.

5.1.1. Rappels biomécaniques et leurs conséquences.

5.1.2. Buts et fonctions du matériau de reconstitution coronaire.

5.1.3. Cahier des charges du matériau de reconstitution coronaire.

5.1.4. Les différents types de matériaux de reconstitution coronaire.

5.2. Ancrage radiculaire.

5.2.1. Forme du tenon.

5.2.2. Géométrie du tenon.

5.2.3. Etat de surface du tenon.

5.2.4. Composition du tenon.

5.3. Exemple d'un cas clinique.

6. Scellement et collage des reconstitutions corono-radiculaires.

6.1. Introduction.

6.2. Cahier des charges.

6.2.1. Rétention.

6.2.2. Prévention des fractures.

6.2.3. Etanchéité.

6.2.4. Manipulation.

6.3. Conclusion.

7. Réalités cliniques.

7.1. Rappels sur les différences entre dents antérieures et postérieures.

7.1.1. Les dents antérieures.

7.1.2. Les dents postérieures.

7.2. Reconstitutions corono-radiculaires foulées.

7.2.1. Indications.

7.2.2. Contre-indications.

7.3. Reconstitutions corono-radiculaires coulées.

7.3.1. Indications.

7.3.2. Contre-indications.

7.3.3. Remarques sur la couronne RICHMOND.

7.4. Scellement et collage.

7.4.1. Scellement.

7.4.2. Collage.

7.5. Considérations esthétiques.

7.5.1 Couronnes.

7.5.2. Reconstitution corono-radiculaire.

7.5.3. Décision thérapeutique.

7.5.4. Conclusion.

7.6. Considérations extrinsèques.

7.6.1. La salive.

7.6.2. La langue.

7.6.3. L'ouverture buccale.

7.6.4. La situation de la dent sur l'arcade.

7.6.5. L'aspect psychologique du patient.

7.6.6. La coopération du patient.

7.6.7. Conclusion.

Conclusion.

Bibliographie.

Table des matières.

Introduction :

La reconstitution corono-radiculaire est la reconstitution coronaire de la dent délabrée. Elle représente une des séquences cliniques les plus fréquentes de l'omnipratique au quotidien. Cet acte est si courant et si répétitif que le praticien l'exécute bien souvent de manière automatique, quasi réflexe, en appliquant à la plupart des situations cliniques le même mode de restauration.

Le but de toute reconstitution corono-radiculaire peut être envisagé selon deux grands axes :

- protéger et renforcer la dent en répartissant les contraintes fonctionnelles à l'ensemble des tissus de soutien par l'intermédiaire de la dentine radiculaire ;
- permettre la rétention du matériau de reconstitution destiné à remplacer la substance coronaire détruite par la carie, le traitement endodontique et éventuellement un traumatisme.

Ce matériau de reconstitution coronaire doit pouvoir remplacer la perte de substance organique tout en participant, et sans le perturber, au comportement physicomécanique de l'organe auquel il est associé.

Il existe deux grands types de reconstitution corono-radiculaire :

- les reconstitutions corono-radiculaires coulées, c'est-à-dire un faux moignon à tenon coulé nécessitant une étape de laboratoire ;
- les reconstitutions corono-radiculaires foulées, c'est-à-dire un faux moignon à tenon préfabriqué ne nécessitant pas d'étape de laboratoire.

Pendant longtemps, le tenon radiculaire a été considéré comme le moyen d'atteindre les buts énoncés précédemment, mais son intérêt est de plus en plus remis en cause de part la fragilité qu'il pourrait apporter à la dent au lieu de la renforcer comme cela avait été pensé originellement. En effet, il serait cause de certaines fractures radiculaires et donc d'infections sous-jacentes.

Le choix de telle ou telle reconstitution corono-radiculaire semble donc lié à de nombreux paramètres réunis selon trois grands axes :

- les considérations anatomiques et fonctionnelles de la dent ;
- le comportement de la dent dépulpée ;
- les réalités cliniques.

Nous allons essayer de répondre aux nombreuses questions qui se posent en matière de reconstitution corono-radiculaire et d'en dégager un certain nombre de concepts pratiques :

- le type et la position sur l'arcade de la dent influencent-ils le choix ?
- quelle technique de reconstitution corono-radiculaire ?
- quel type de tenon radiculaire (forme, diamètre, longueur, état de surface) ?
- quels matériaux ?
- quel moyen de mise en œuvre, faut-il sceller ou coller ?
- que penser en matière d'esthétique ?
- le tenon radiculaire est-il indispensable ?

1. Considérations anatomiques et fonctionnelles de la dent :

1.1. Considérations anatomiques :

1.1.1. Anatomie radiculaire et aptitude à recevoir un tenon :

Il paraît important de rappeler les grandes caractéristiques de l'anatomie radiculaire dentaire afin de voir si elle peut ou non accueillir un tenon radiculaire, tout en sachant qu'une racine rectiligne est la plus apte à recevoir un tenon (voir figures pages 15 et 16).

1.1.1.1. L'incisive centrale maxillaire :

Elle a une seule racine assez massive avec un canal rectiligne et large, de section ovoïde à grand diamètre mésio-distal. La pulpe camérale présente deux cornes pulpaires mésiale et distale.

Dans un plan sagittal, la chambre pulpaire comporte un épaulement lingual.

Dans certains cas, la couronne est fortement lingualée par rapport à l'axe de la racine, et le foramen peut être assez éloigné de l'apex radiographique.

Elle paraît donc apte à accueillir un tenon radiculaire tout en faisant attention aux racines trop effilées dans la partie apicale (129).

1.1.1.2. L'incisive latérale maxillaire :

Elle a une racine de section ovalaire présentant d'une façon assez fréquente (53 % des cas) une courbure apicale à orientation distale, palatine ou disto-palatine. L'anatomie canalaire comporte les mêmes caractéristiques que celle de l'incisive centrale maxillaire (cornes pulpaires, épaulement lingual de la chambre pulpaire). Le canal a une section ovoïde allongée dans le sens vestibulo-palatin.

L'extrémité radiculaire est souvent grêle.

Elle semble donc apte à accueillir un tenon radiculaire tout en faisant attention aux racines trop effilées dans la partie apicale, comme l'incisive centrale maxillaire (129).

1.1.1.3. La canine maxillaire :

Elle a une racine longue de section ovalaire. L'anatomie canalaire présente parfois un élargissement vestibulo-palatin au niveau du tiers médian difficile à déceler radiographiquement.

La chambre pulpaire présente également un épaulement lingual.

Parfois une courbure apicale vers le vestibule peut exister (13 % des cas).

Cette dent peut exceptionnellement présenter deux racines coalescentes comportant chacune un canal.

Elle paraît donc apte à recevoir un tenon radiculaire.

1.1.1.4. La première prémolaire maxillaire :

Elle est le plus souvent (60 % des cas) biradiculée, avec des racines parallèles ou divergentes vestibulairement et lingualement. La racine palatine peut se trouver dans le même plan sagittal que la racine vestibulaire ou s'orienter distalement. Les extrémités radiculaires peuvent être extrêmement grêles. Cette dent ne présente parfois qu'une seule racine comportant deux canaux séparés par un isthme plus ou moins important.

Exceptionnellement (2 % des cas), elle a trois racines (deux vestibulaires et une palatine).

La chambre pulpaire est aplatie dans le sens mésio-distal mais les cornes pulpaires sont situées assez loin des côtés vestibulaire et palatin.

La bifurcation canalaire peut s'effectuer à différents niveaux, ce qui donne des variations dans la hauteur de la chambre pulpaire.

Il faut donc être très prudent dans l'utilisation d'un tenon radiculaire, surtout du fait des courbures distales assez fréquentes, de l'effilement des racines, et des murs dentinaires fins (129).

1.1.1.5. La deuxième prémolaire maxillaire :

Elle a, en général, une seule racine (85 % des cas) et un canal de section ovalaire ou étranglée dans la partie médiane transversale (forme de "8").

Elle peut également avoir deux racines distinctes (15 % des cas) s'individualisant à différents niveaux et comportant chacune un canal.

L'utilisation d'un tenon requiert donc la même prudence que pour la première prémolaire maxillaire (129).

1.1.1.6. La première molaire maxillaire :

Elle a trois racines, deux vestibulaires et une palatine. Il existe de nombreuses variations de morphologie et d'anatomie canalaire au niveau de chaque racine.

La racine palatine, la plus massive et généralement la plus longue, présente parfois une extrémité grêle ou incurvée vers le vestibule (55 % des cas) non décelable radiographiquement. Le canal est large, ovalaire, à grand diamètre mésio-distal. Exceptionnellement il peut se dédoubler en deux canaux distincts.

La racine mésio-vestibulaire s'incurve distalement (78 % des cas) d'une façon plus ou moins abrupte. Dans le plan mésio-distal, elle peut paraître assez grêle, mais sa morphologie dans le plan vestibulo-palatin a un aspect triangulaire à large base coronaire. Cette racine contient soit un canal aplati dans le sens mésio-distal, soit deux canaux sachant que la présence de ce second canal est fréquente.

La racine disto-vestibulaire est souvent assez rectiligne, de section ronde, et présente une orientation distale plus ou moins accentuée.

Il semble donc que seule la racine palatine puisse être apte à recevoir un tenon radiculaire (129).

1.1.1.7. La deuxième molaire maxillaire :

Elle a une morphologie assez semblable à celle de la première molaire maxillaire.

L'angulation entre les différentes racines peut être variable. Dans certains cas, les racines sont assez proches les unes des autres et parfois accolées.

La racine mésio-vestibulaire peut également comporter deux canaux.

La racine disto-vestibulaire peut avoir une position très palatine.

Tout comme la première molaire maxillaire, seule la racine palatine paraît donc apte à recevoir un tenon radiculaire (129).

1.1.1.8. Les incisives mandibulaires :

Elles ont une racine aplatie dans le sens mésio-distal et assez large dans le sens vestibulo-lingual. Elles présentent parfois une courbure apicale distale.

L'anatomie canalaire est représentée soit par un canal, très aplati dans le sens mésio-distal, soit par deux canaux, cas le plus fréquent.

Elles paraissent donc peu aptes à recevoir un tenon radiculaire, surtout du fait des parois radiculaires fines et des invaginations fréquentes (129).

1.1.1.9. La canine mandibulaire :

Elle a une seule racine, ovoïde à grand diamètre vestibulo-lingual, comportant un canal aplati dans le sens mésio-distal, mais très large dans le sens vestibulo-lingual.

Exceptionnellement, elle présente deux racines bien distinctes comportant chacune un canal.

Tout comme la canine maxillaire, elle paraît apte à recevoir un tenon radiculaire.

1.1.1.10. La première prémolaire mandibulaire :

Elle ne présente généralement qu'une seule racine comportant un système canalaire parfois complexe : le canal principal peut se diviser à tous les niveaux en deux ou trois canaux (15 à 24 % des cas).

Elle peut avoir deux racines distinctes ou fusionnées et exceptionnellement trois racines.

Le volume paraît donc suffisant pour la pose d'un tenon radiculaire, cependant il faut se méfier de la multiplicité des canaux et de l'orientation souvent linguale de la racine par rapport à la couronne (129).

1.1.1.11. La deuxième prémolaire mandibulaire :

Elle a généralement une seule racine et un seul canal ovalaire qui se divise plus rarement que celui de la première prémolaire mandibulaire.

Elle semble donc plus apte à recevoir un tenon radiculaire que la première prémolaire mandibulaire.

1.1.1.12. La première molaire mandibulaire :

Elle présente deux racines assez larges dans le sens vestibulo-lingual et aplaties dans le sens mésio-distal.

La racine distale plus massive est soit rectiligne avec une orientation distale, soit courbe dans la direction mésiale. On peut noter une concavité plus ou moins accentuée sur la face mésiale de la racine. Le canal distal est large dans le sens vestibulo-lingual mais peut présenter un étranglement médian. Il n'est pas rare de trouver dans cette racine deux canaux bien individualisés.

La racine mésiale est plus étroite dans le sens mésio-distal, mais assez large dans le sens vestibulo-lingual. Elle présente souvent une courbure distale et une concavité plus ou moins accentuée sur la face distale. Elle comporte deux canaux distincts mais qui, dans certains cas, peuvent se confondre dans la région apicale et aboutir à un foramen commun.

Exceptionnellement cette dent présente une troisième racine disto-linguale.

Il apparaît donc que seule la racine distale puisse accueillir un tenon radiculaire.

1.1.1.13. La deuxième molaire mandibulaire :

Elle a deux racines ayant des caractéristiques semblables à celles de la première molaire mandibulaire, avec deux canaux

mésiaux et un canal distal.

On rencontre assez souvent la coalescence partielle ou totale des deux racines engendrant une configuration canalaire en "C".

Cette dent présente parfois une seule racine (27 % des cas) avec un canal très large.

Tout comme la première molaire mandibulaire, seule la racine distale paraît donc apte à recevoir un tenon radiculaire.

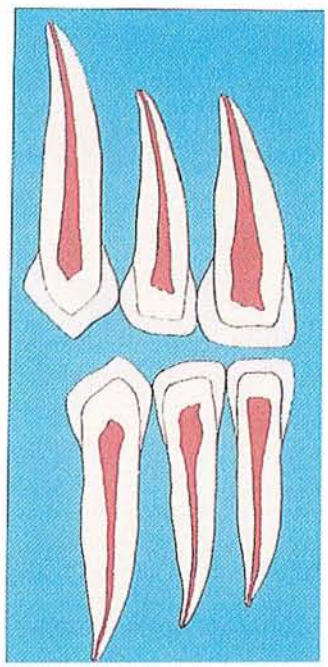


Fig. 1 et fig. 2.
Informations fournies par des clichés radiographiques rétro alvéolaires, d'après PAPATHANASSIOU G (110).

Fig. 1

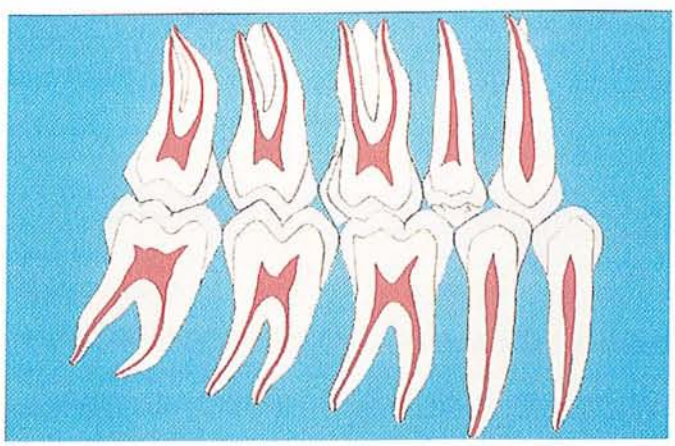


Fig. 2

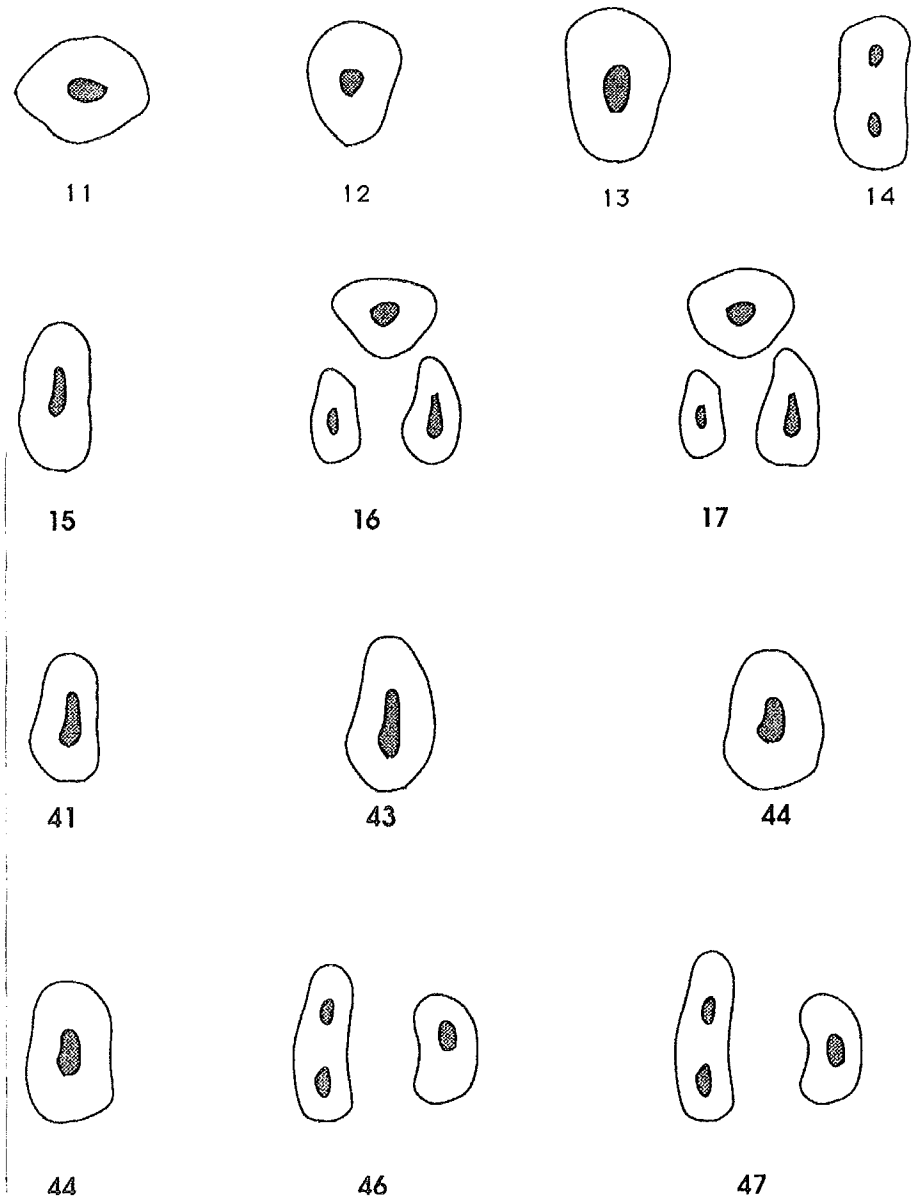


Fig. 3

Différentes sections horizontales des lumières canalaires au niveau des tiers moyens (54).

Aux vues de cet exposé, nous pouvons donc conclure que les dents antérieures et les dents postérieures ont une anatomie radiculaire, ainsi qu'une aptitude à recevoir un tenon radiculaire très différentes.

1.1.2. Considérations anatomiques et épaisseur de dentine résiduelle :

Il est admis cliniquement qu'une épaisseur d'1 mm de dentine saine, tant aux niveaux coronaire que radiculaire (23, 146), constitue un facteur de nécessité mécanique suffisant. Il paraît donc également important de considérer, pour chaque dent, l'impact du traitement endodontique et de la préparation prothétique périphérique sur la dentine aussi bien radiculaire que coronaire.

1.1.2.1. Dents antérieures :

• Pour les dents antérieures maxillaires, par exemple pour l'incisive centrale (fig. 4), les valeurs moyennes dentinaires mesurées sur dent intacte (1, 137), sont :

- au niveau de la partie coronaire (à la jonction amélo-cémentaire [J.A.C.]) : 2,4 mm ;
- au niveau de la partie radiculaire (2/3 apical) : 2 à 2,5 mm.

Si l'on ajoute à la perte de substance générée par la cavité d'accès endodontique celle due à la préparation périphérique (-1,5 mm), il nous reste comme épaisseur de dentine (fig. 5) :

- au niveau de la partie coronaire (à la J.A.C.) : 0,75 mm ;

- au niveau de la partie radiculaire (2/3 apical) : 2 à 2,5 mm.

La partie coronaire ne présente pas une masse dentinaire suffisante (< 1 mm), et nécessite donc d'être reconstituée avec un moyen de rétention faisant intervenir la racine. Par contre, au niveau de la partie radiculaire, la masse dentinaire est importante (> 1 mm), et permet l'utilisation d'un tenon radiculaire.

Il apparaît donc que, pour les dents antérieures maxillaires, le recours à un tenon radiculaire est nécessaire.

• Pour les dents antérieures mandibulaires, les chiffres sont très variables et demandent une certaine prudence. Dans ce cas, c'est la clinique qui dictera le type de reconstitution à réaliser.

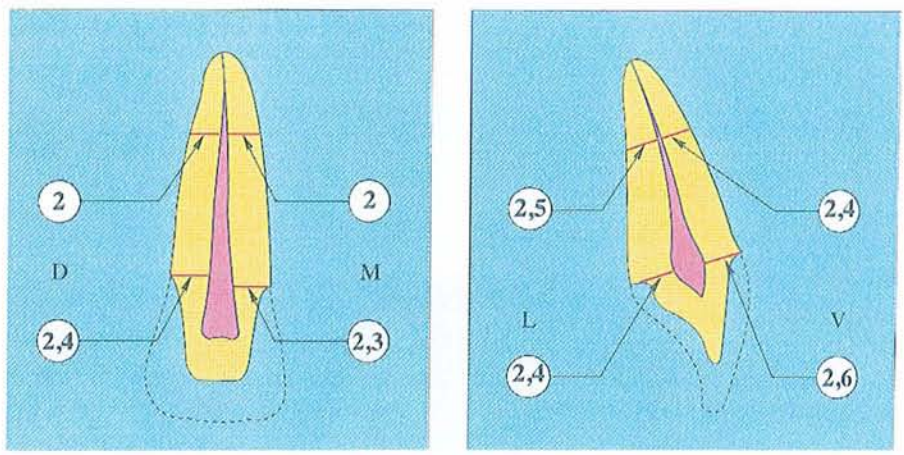


Fig. 4

Incisive centrale maxillaire - dent intacte (134).

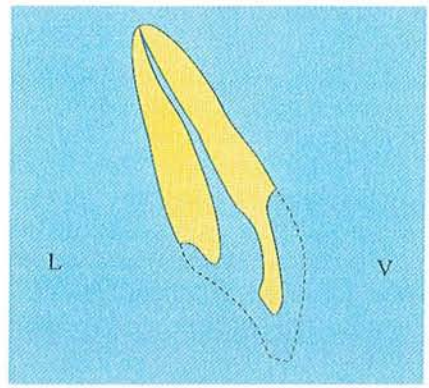


Fig. 5

Incisive centrale maxillaire - après cavité d'accès endodontique et préparation périphérique (134).

1.1.2.2. Dents postérieures :

Les valeurs moyennes dentinaires mesurées sur dent intacte (1, 137) sont :

- Par exemple, pour la première molaire mandibulaire (fig. 6) :
  - au niveau de la partie coronaire (à la J.A.C.) : 2,7 à 3 mm ;
  - au niveau de la partie radiculaire (2/3 apical) : 1 à 1,6 mm.
- Par exemple, pour la première molaire maxillaire (fig. 7) :
  - au niveau de la partie coronaire (à la J.A.C) : 2,5 à 2,6 mm ;
  - au niveau de la partie radiculaire (2/3 apical) : 1,2 à 2,3 mm.

Si l'on ajoute à la perte de substance générée par la cavité d'accès endodontique celle due à la préparation périphérique (-1,5 mm), il nous reste comme épaisseur de dentine, par exemple pour la première molaire maxillaire, coupe vestibulo-linguale (fig. 8a) :

- au niveau de la partie coronaire (à la J.A.C) : 1 à 1,1 mm ;

- au niveau de la partie radiculaire (2/3 apical) : 1,2 mm.

La même démarche peut être faite pour la coupe mésio-distale (fig. 8b).

La disparité morphologique des racines de molaire, leur courbure tant dans le sens vertical que dans le sens horizontal, fait qu'il est rarement possible de trouver le millimètre de sécurité. (cf. précédemment)

Le tenon n'est possible (en cas de nécessité) que pour des racines rectilignes, palatine maxillaire et quelquefois distale mandibulaire.

La partie coronaire présente une masse dentinaire suffisante (> 1 mm), et ne nécessite donc pas d'être reconstituée avec un moyen de rétention annexe recherché au niveau radiculaire. Par contre, au niveau de la partie radiculaire, la masse dentinaire en tout état de cause est insuffisante (< 1 mm de part et d'autre du tenon) et ne permet généralement pas l'utilisation du volume nécessaire à un tenon.

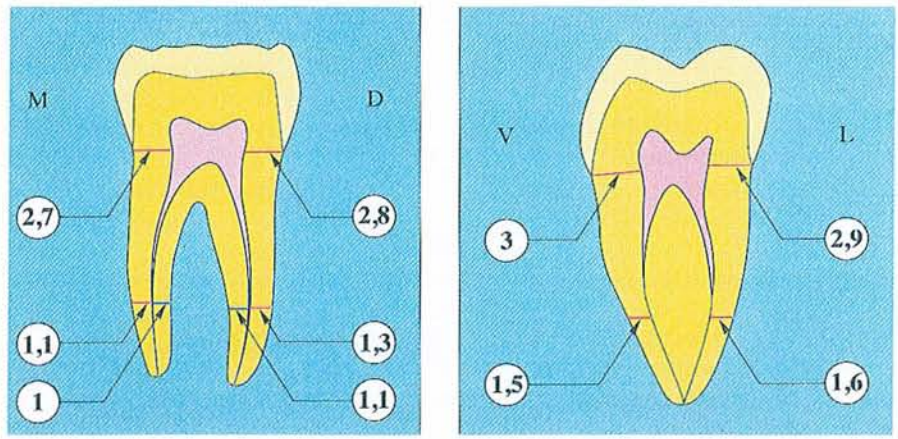


Fig. 6

Première molaire mandibulaire - dent intacte (134).

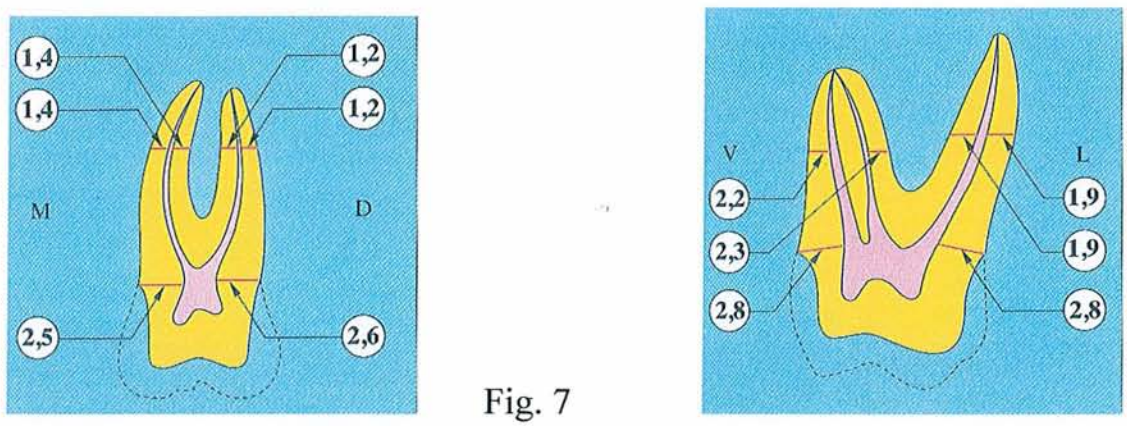


Fig. 7

Première molaire maxillaire - dent intacte (134).

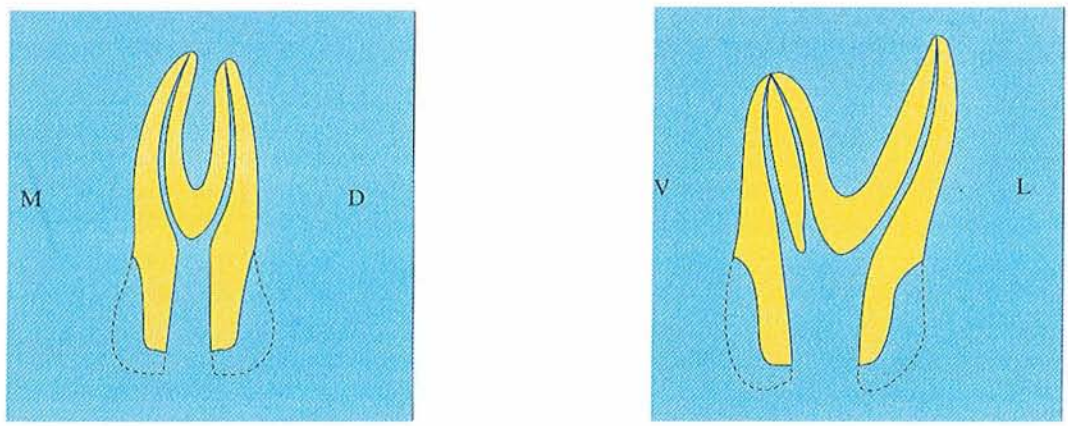


Fig. 8a

Fig. 8b

Première molaire maxillaire - après cavité d'accès endodontique et préparation périphérique (134).

En résumé, les considérations anatomiques suggèrent pour les dents antérieures maxillaires la nécessité d'un tenon radiculaire, tandis que pour les dents postérieures sa contre-indication (tableaux suivants [134]).

Dent antérieure (incisive supérieure droite)	**Couronne**	**Racine**
Dent intacte (section horizontale à la J.A.C.)	2,4 mm	2 à 2,3 mm
Après préparation périphérique (-1,5 mm)	0,8 mm	
Après traitement endodontique	< 1 mm	> 1 mm
Conclusion dent antérieure	**Tenon impératif**	**Tenon possible**

Tableau 1.

Dent postérieure (première molaire maxillaire droite)	**Couronne**	**Racine**
Dent intacte (section horizontale à la J.A.C.)	2,5 à 2,6 mm	1,2 à 2,3 mm
Après préparation périphérique (-1,5 mm)	1 à 1,1 mm	
Après traitement endodontique	≥ 1 mm	< 1 mm (de part et d'autre du tenon)
Conclusion dent postérieure	**Tenon inutile**	**Tenon contre-indiqué**

Tableau 2.

1.2. Considérations fonctionnelles :

Cette démonstration fondée sur des données anatomiques dans des conditions idéales (dent intacte de carie) ne peut être complète que si l'analyse de ces dents en fonction est abordée. Chacun des problèmes exposés dans des conditions statiques sera accru à la fonction. Chaque contrainte exercée au niveau d'une dent (traitement endodontique, obturation canalaire, préparation du logement radiculaire, scellement ou collage du tenon) va être emmagasinée, amplifiée par la fonction et conduire (si les capacités d'adaptation de la dent sont dépassées) à la fracture (134).

On peut retenir que la dent antérieure maxillaire travaille en traction (flexion) au niveau de sa face palatine. La dent postérieure travaille en compression au niveau de sa face occlusale. La plupart des contraintes, lors de la fonction (mouvements mandibulaires), sont exercées au niveau des dents antérieures, avec désocclusion des dents postérieures pendant les mouvements excentrés. Le rapport pression radiculaire/pression occlusale est nettement supérieur pour les dents antérieures que postérieures (39, 75).

Les matériaux de reconstitution doivent donc être adaptés à la fonction.

1.3. Conclusion :

De part ces deux exposés, on peut conclure qu'il faut absolument différencier les dents antérieures des dents postérieures en matière de reconstitution corono-radiculaire, car leurs différences anatomiques et fonctionnelles sont notables.

Cependant, on ne peut en aucun cas prendre ces conclusions comme définitives, car elles n'incluent pas l'étendue de la perte tissulaire et l'ensemble des matériaux mis à notre disposition.

Tous ces paramètres seront développés et traités ultérieurement.

2. Comportement de la dent dépulpée :

Pendant de nombreuses années, l'idée d'une "fragilité" de la dent dépulpée a été largement admise. De nombreuses études ont cherché à mettre en évidence les différences structurelles avec la dent pulpée et leurs incidences en dentisterie restauratrice.

2.1. La concentration en eau de la dentine :

Elle avoisine 13 %, mais la dentine coronaire contient deux fois plus de tubuli que la dentine radiculaire. Cette dernière a probablement un taux d'humidité plus faible (129). En 1972, HELFER et coll. (63) ont calculé la concentration en eau des dents vivantes et dépulpées chez le chien. Ils ont montré que les dents dévitalisées avaient 9 % d'eau en moins que les dents pulpées. La dessication des tissus durs de la dent se traduirait par une diminution du module d'élasticité. Cette opinion ne recueille pourtant pas l'unanimité : trois ans plus tôt, une autre étude avait montré que la dépulpation n'induit aucun changement concernant le module d'élasticité, la dureté ou la résistance à la fracture (33).

2.2. La perméabilité dentinaire :

Les dents reconstruites sont recouvertes de couronnes. Le sertissage périphérique étant théoriquement étanche, seule la perméabilité de la dentine semble responsable des échanges entre la reconstitution intracanalaire et le milieu extérieur (64).

NISSAN et coll. (107) ont montré en 1995 qu'une épaisseur de 0,5 mm de dentine est perméable aux endotoxines. GERZINA et HUME (65) évoquent le passage du monomère des résines composites au travers des tubuli dentinaires de façon inversement proportionnelle à leur poids moléculaire. Il existe de nombreuses autres études qui démontrent l'importance de la perméabilité dentinaire (32, 190). Des essais de vitrification au laser des surfaces dentinaires ont été menés avec plus ou moins de succès (112, 158). La perméabilité dentinaire est donc bien une réalité dont nous devons tenir compte, et comme le dit RAUSCHENBERGER : " Le tubulus dentinaire est réellement une fenêtre à travers laquelle le praticien et le chercheur peuvent trouver la réponse à de nombreux problèmes cliniques " (119).

Il paraît acquis que la perméabilité dentinaire aux liquides biologiques joue un rôle prépondérant dans les phénomènes de corrosion qui peuvent intervenir au niveau des tenons des reconstitutions corono-radiculaires. Cependant les phénomènes de corrosion ne sont pas constants (64). Une étude de MAROLI et coll. (90) a montré que la perméabilité dentinaire varie d'un patient à l'autre, mais également chez un même patient d'une dent à l'autre, sur une même dent d'une localisation à l'autre et cela en fonction de l'âge. De plus, la qualité du traitement endodontique des dents reconstituées, ainsi que les traitements parodontaux, surfaçages radiculaires et traitements cliniques, influent sur la perméabilité dentinaire (64).

La perméabilité dentinaire joue donc un rôle important dans la pérennité des reconstitutions corono-radiculaires tout en sachant qu'elle est peu contrôlable.

2.3. Les changements structurels dus aux manoeuvres thérapeutiques :

REEH et coll. (145) ont établi que la perte de résistance mécanique conséquente au traitement endodontique était de 5 %, essentiellement en rapport avec la cavité d'accès, alors que la préparation d'une cavité mésio-occluso-distale induisait une perte de résistance de plus de 60 %. Plus que le traitement endodontique, la préparation excessive d'un logement canalaire peut donc être la raison de la fragilité radiculaire (156). De nombreux auteurs ont suggéré que la perte de résistance aux forces occlusales et le risque de fracture augmentent avec la quantité de substance dentinaire détruite (83, 113). Ceci est aggravé, au niveau coronaire, par la perte d'éléments architecturaux stratégiques (crêtes marginales...) dont l'incidence est majeure sur les propriétés physiques de la dent dévitalisée (129).

2.4. Dureté et module d'élasticité :

LEWINSTEIN et GRAJOWER (85) ont estimé que la dureté (Vickers) de la dentine de la dent pulpée est comparable à celle de la dent dépulpée, 5 à 10 ans après le traitement endodontique. Ils n'ont pas pour autant affirmé que les propriétés mécaniques (notamment le module d'élasticité) de la dentine radiculaire restaient inchangées après traitement endodontique. CARTER et coll. (21) ont évalué la résistance au cisaillement et la dureté de la dentine cervicale de dents vitales et dépulpées. Les valeurs pour ces dernières étaient nettement plus faibles que celles des dents pulpées, mais comparables quelle que soit la dent concernée, à l'exception des incisives mandibulaires qui présentaient les

chiffres les plus bas. Pour les molaires, la dévitalisation réduit de 14 % la dureté et la résistance au cisaillement.

2.5. L'âge :

Les fractures radiculaires verticales des dents dépulpées surviennent plus fréquemment chez des sujets âgés de 45 à 60 ans (129).

2.6. Conclusion :

Au delà de ces controverses, tous les auteurs s'accordent sur un point qui est très important : la quantité de dentine résiduelle doit être la plus importante possible et nous impose une économie tissulaire maximale (16).

Malgré la déshydratation relative de la dent dépulpée par rapport à la dent vivante, il semble qu'il n'y ait pas de modification des caractéristiques mécaniques (voir tableau 3) et biologiques de la dentine (142).

	Dents dépulpées	**Dents pulpées**
Résistance sous contraintes de cisaillement (MPa)	70,42 ± 12,39	69,76 ± 11,69
Dureté sous contraintes de cisaillement (MJ/m-3)	42,51 ± 10,38	40,06 ± 8,91
Dureté (Vickers)	66,79 ± 4,83	69,15 ± 4,89
Résistance à la fracture	611 ± 148	574 ± 59

Tableau 3 (142).

Comparaison des caractéristiques dents pulpées/dents dépulpées.

Compte tenu de ces données, la dent dépulpée n'est donc pas plus fragile que la dent pulpée et ne doit pas être automatiquement renforcée par un tenon (16).

3. Cahier des charges d'une reconstitution corono-radiculaire :

La restauration de l'organe dentaire dépulpé doit viser à renforcer les structures et non à les fragiliser.

En cela, il existe un cahier des charges ainsi que des impératifs.

3.1. Cahier des charges :

Il peut être établi comme suit (35) :

- restaurer la morphologie coronaire invalide ou absente, tout en restant le plus esthétique possible ;
- préserver un maximum de substance dentaire résiduelle, après avoir débarrassé la dent de son éventuelle carie ;
- protéger l'organe dentaire restauré en remplaçant les tissus manquants ;
- transmettre les contraintes dans des zones précises de la racine avec si possible les mêmes forces et directions que pour une dent saine (fig. 9) ;
- préserver le maintien de l'étanchéité apicale de façon permanente ;
- permettre la réintervention canalaire. En cela, la dépose des reconstitutions corono-radiculaires doit être possible. Elle doit pouvoir se faire sans trop de dommages pour les structures dentaires. L'échec ou la complication est à prévoir et il peut être nécessaire de rechercher un nouvel accès aux canaux radiculaires pour tenter une reprise de traitement endodontique. La dépose peut également s'imposer pour

extraire une dent en séparant les racines, pour des raisons de dégradation esthétique ou mécanique des prothèses, lorsqu'il faut replacer la dent porteuse dans le plan d'occlusion si elle s'est égressée ou mésialisée, suite à une édentation non compensée,...(130).

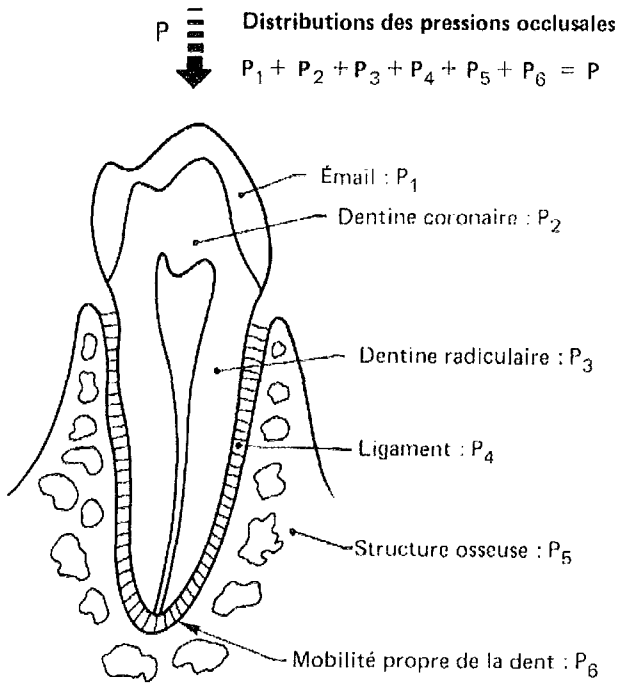


Fig. 9

Distribution des pressions occlusales (19).

3.2. Impératifs et santé endodontiques :

La reconstitution corono-radiculaire fait suite à la thérapeutique endodontique et doit réaliser une obturation solide, étanche et durable destinée à protéger le traitement radiculaire.

3.2.1. Impératifs endodontiques :

Lors du traitement endodontique, un alésage homothétique respectant la forme du canal est indispensable, évitant ainsi l'apparition d'un point de fragilité au niveau de la paroi radiculaire. La thérapeutique endodontique repose sur un certain nombre d'impératifs que nous allons énoncer ci-après (16) :

- débridement complet et désinfection du système canalaire ;
- respect de l'anatomie canalaire initiale (voir 1.) ;
- respect de la trajectoire canalaire et des courbures apicales, sans élargissement du foramen (voir 1.) ;
- obturation étanche tridimensionnelle du système canalaire.

Le strict respect de ces impératifs permet de conduire avec sérénité la reconstitution corono-radiculaire.

3.2.2. Santé endodontique :

La preuve est faite actuellement que la plupart des lésions apicales sont dues à une percolation microbienne d'origine coronaire. Les endodontistes insistent sur l'importance de l'herméticité des obturations coronaires définitives mais aussi et surtout temporaires. On comprend dès lors le risque de laisser des canaux ou des logements de tenons radiculaires vides sous obturation temporaire pendant une longue période.

On admet généralement qu'une temporisation d'un an après un traitement endodontique est souhaitable afin de s'assurer de la

guérison apicale et de l'état sain du périapex. Pendant cette période une obturation semi définitive collée (ionomère hybride par exemple) devrait être réalisée sans tenon radiculaire (26).

Lorsque la santé apicale s'avère assurée, la reconstitution corono-radiculaire peut être réalisée en respectant toutes les règles d'asepsie et en donnant la préférence aux solutions permettant le scellement du tenon immédiatement après la préparation de son logement.

3.3. Impératifs parodontaux :

L'intégration biologique des prothèses fixées ne peut être obtenue sans une parfaite connaissance des structures anatomiques constituant l'environnement du joint dento-prothétique. Ces structures environnantes constituent le parodonte que GLICKMAN définit comme il suit : " le parodonte est l'ensemble des tissus de soutien et de revêtement de la dent ; il est composé du desmodonte, de la gencive, du cément et de l'os alvéolaire. Il est sujet à des transformations morphologiques et fonctionnelles aussi bien qu'à des changements dus à l'âge. " (fig. 10).

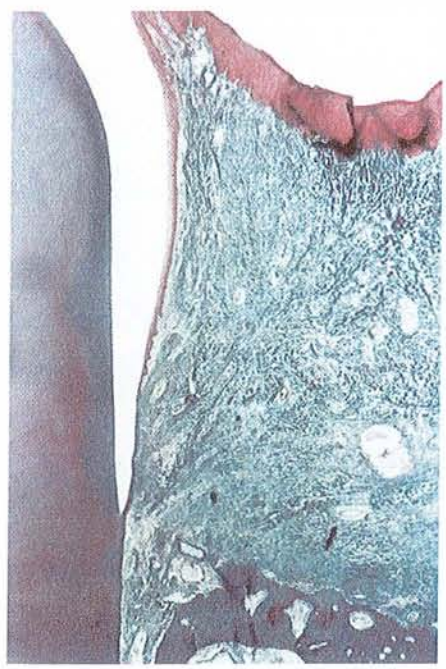


Fig. 10
Coupe histologique de la zone sulculaire (3).

La coupe histologique de la fig. 10 montre la zone sulculaire, triangle virtuel ouvert vers le milieu buccal limité : à gauche, par les tissus calcifiés de la dent ; à droite, par la gencive marginale ou gencive libre. La pointe du triangle est constituée par l'épithélium de jonction ou attache épithéliale (3).

La profondeur non pathologique du sulcus ou sillon gingivo-dentaire est variable : de 0,5 à 2 mm ; elle doit être évaluée avant toute thérapeutique prothétique. Deux cas de figures peuvent se présenter (3) :

- soit le parodonte est sain et permet d'envisager immédiatement la phase prothétique ;

- soit le parodonte est malade et nécessite un traitement parodontal préprothétique.

Dans le cas de parodonte sain, deux questions se posent :

- *Première question* : faut-il ou non une bande importante de gencive attachée kératinisée ?

Certains auteurs (12) pensent qu'en présence d'une fine bande de gencive kératinisée, aucune thérapeutique autre que le contrôle de plaque n'est indiqué. D'autres (12) affirment que dans le cas de gencive attachée de faible épaisseur, il existe toujours un risque de perte d'attache, s'accompagnant dans ce cas d'un résultat esthétique non satisfaisant. Pour ARMAND (3) comme pour un grand nombre d'auteurs tels que MAYNARD et WILSON (93), il est nécessaire d'avoir un minimum de 5 mm de gencive kératinisée: - 1 mm de gencive libre ;

- 4 mm de gencive attachée.

- *Deuxième question* : où doit-on situer la limite cervicale en prothèse fixée ?

Trois situations sont possibles : la limite cervicale peut être sus-gingivale, juxta-gingivale ou intrasulculaire (fig. 11).

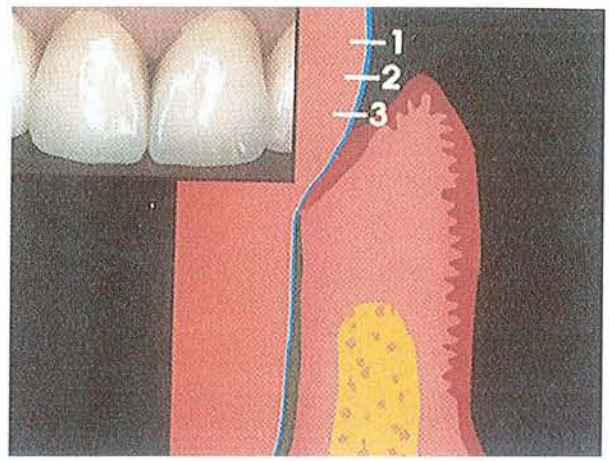


Fig. 11

Trois situations de limite cervicale (3) :

1. sus-gingivale ;
2. juxta-gingivale ;
3. intrasulculaire.

Chaque fois que cela est possible, la limite cervicale doit être en situation sus-gingivale. En effet, ce type de finition sus-gingivale permet un accès et un nettoyage faciles du joint dento-prothétique et supprime le risque pathogène d'une prothèse fixée vis-à-vis du parodonte.

Par contre, il faut éviter les limites juxta-gingivales, car elles constituent un facteur irritant permanent de la gencive libre ; ce type de limite est simplement réalisé de façon très ponctuelle lorsque l'on passe sur une même dent, d'une situation sus-gingivale à une situation intrasulculaire.

Pour augmenter la rétention d'une préparation ou respecter des impératifs esthétiques majeurs, il est souvent nécessaire de situer la limite cervicale dans le sulcus. Se pose alors la *question suivante* : à quel niveau doit être réalisée cette limite ?

Deux règles sont à respecter :

• *Première règle :* quel que soit le type de parodonte, aucune limite prothétique ne doit être enfouie à plus d'1 mm dans le sulcus, comme le préconise ROMANELLI (2) ;

• *Deuxième règle :* respecter la notion d'espace biologique définie par GARGIULO, MAYNARD et WILSON comme suit : " l'espace biologique est l'espace nécessaire (2 à 3 mm) pour loger le système d'attache parodontal superficiel ". Cet espace est réparti de la façon suivante : - 0,5 à 1 mm pour le sulcus,

- 1 mm pour l'attache épithéliale,

- 1 mm pour l'attache conjonctive (fig. 12).

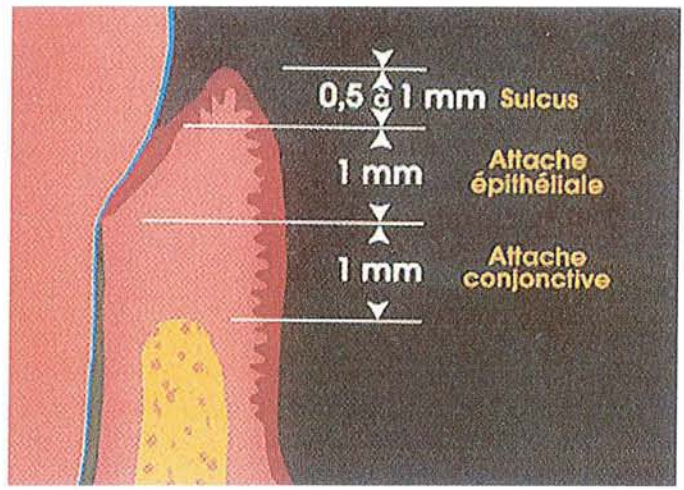


Fig. 12

L'espace biologique (3).

Le respect de cet espace biologique implique donc une limite de restauration prothétique à 3 mm de la crête osseuse.

Deux hypothèses :

- cet espace peut être conservé. Le positionnement de la limite cervicale se fait alors en fonction :
  - de la profondeur du sulcus ;
  - des critères esthétiques ;
  - des facteurs mécaniques de rétention.
- cet espace n'existe pas. Il faut donc le recréer par chirurgie parodontale (élongation coronaire) ou traitement orthodontique (éruption forcée).

Le respect de ces impératifs parodontaux constitue un passage obligé avant toute réhabilitation prothétique fixée, notamment lors de la phase de préparation des dents supports.

3.4. Impératifs biomécaniques :

3.4.1. Rappels sur la mécanique de la mastication :

Il existe un rapport évident entre les forces développées et la résistance que doivent présenter les matériaux de reconstitution lors de la fonction masticatrice et surtout lors des parafonctions. Les forces de mastication sont considérables (64). Une étude de BAKKE et coll. (9), portant sur 63 femmes et 59 hommes, montre que la force de mastication varie avec l'âge. Elle est en moyenne de 356,9 Newton (N) à l'âge de 5-10 ans, puis elle augmente pour atteindre 610,8 N vers 40-50 ans et redescend ensuite à 373,8 N à 60-70 ans. En 1993, WALTIMO et KONONEN (179) mesurent la charge moyenne au niveau des molaires et trouvent 847 N pour les hommes et 597 N pour les femmes. Les forces de mastication sont

limitées, dans un grand nombre de cas, par la puissance des muscles élévateurs de la mandibule. Mais, chez certains sujets, des douleurs au niveau des maxillaires ou plus encore au niveau des articulations temporo-mandibulaires limitent l'effort masticatoire. ERHARDSON et coll. (56) montrent, par une étude électromyographique, que les forces occlusales maximales ne s'obtiennent qu'en intercuspidie maximale. En cas de mastication unilatérale, ces forces chutent de 25 %. Ils estiment aussi que la deuxième molaire subit le maximum de contraintes et que celles-ci vont en diminuant jusqu'aux incisives (20 % de la charge). Ces données démontrent que les qualités mécaniques des matériaux que nous utilisons pour les reconstitutions corono-radiculaires sont fondamentales.

Au cours des cycles masticatoires, les contraintes les plus importantes apparaissent sur une bande de 5 mm située dans la région du collet anatomique : 2,5 mm de part et d'autre de celui-ci. C'est dans cette région que siègent le plus de fractures (fig. 13) (19).

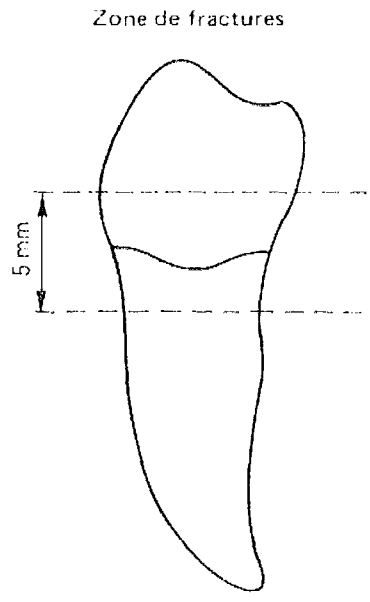


Fig. 13

Les zones de fractures (19).

3.4.2. Impératifs biomécaniques :

Certaines précautions sont à prendre au regard de la transformation interne de la dentine. La perte d'élasticité dentinaire est le facteur le plus important à considérer lors de la consolidation d'une dent. La déshydratation et la minéralisation des tubuli dentinaires entraînent une perte croissante de l'élasticité dentinaire (64). Les forces d'occlusion et de levier sont transmises intégralement et peuvent créer une fracture plus ou moins haute, située dans la zone cervicale la plus fragile (fig. 13). L'absence de vitalité pulpaire affaiblit la dent : si la dureté des tissus minéralisés est peu altérée, leur résistance à la traction est diminuée. Le praticien a alors un double objectif : ne pas affaiblir davantage la dent et si possible la renforcer .

La plupart des fractures de tenons ont leur siège près de la jonction avec la couronne. Ce point est donc le lieu où les contraintes sont les plus intenses et les plus fréquentes. Le matériau de la reconstitution transmet les efforts à la racine, éventuellement par l'intermédiaire du tenon (16).

A ces efforts de flexion s'ajoutent des effets de cisaillement et de traction, transmis à la racine. La résultante de toutes ces forces subit un premier amortissement par les ligaments, puis est transmise à l'alvéole et, enfin, au support osseux (fig. 9 page 31) (16).

Enfin la répartition de toutes les forces exercées au niveau de la dent doit se faire de façon uniforme au niveau de toutes les structures dentaires et parodontales.

3.5. Les problèmes de corrosion :

Très souvent dans le milieu buccal cohabitent des alliages de nature différente : or, nickel-chrome, cobalt-chrome, amalgames. Cela constitue une hétérogénéité métallique qui peut être à l'origine de phénomènes de corrosion, dont les effets vont se transmettre aux tissus vivants de voisinage (103).

Le choix de l'ancrage, en ce qui concerne sa nature, est donc primordial et il est impératif de respecter le principe du monométallisme dans le milieu buccal ou de choisir des matériaux inertes d'un point de vue électrochimique (103).

3.6. Prévention :

Plus le délabrement coronaire est important plus les chances de succès de la reconstitution corono-radiculaire diminuent. Au début du troisième millénaire, les traumatismes devraient constituer la cause principale de ces délabrements, la carie devenant secondaire grâce à une prévention efficace (26) :

- *au premier degré :* - éducation du patient,
  - identification des patients à risque,
  - nettoyages professionnels.
- *au second degré :* économie tissulaire dans les soins curatifs.

Il est incontestable que les principes de BLACK favorisent le délabrement iatrogène des dents. Dans le contexte de l'époque où il les a énoncés, ces règles étaient conformes au principe d'HIPPOCRATE : " primum non nocere " . Elles ne le sont plus à l'heure actuelle, en ce qui concerne, en tout cas, les patients présentant un risque carieux faible et nous disposons de moyens simples pour accroître considérablement la proportion de ces patients. Nous avons la responsabilité de les mettre en œuvre.

4. Reconstitutions corono-radiculaires coulées :

Leur but est de réparer le déficit structurel et fonctionnel des dents délabrées dépulpées, tout comme les reconstitutions corono-radiculaires foulées que nous développerons par la suite. Elles nécessitent une étape de laboratoire afin de réaliser la coulée du faux moignon métallique prothétique encore appelé inlay-core. Nous allons en expliciter les caractéristiques dans cette partie, sans en explorer l'aspect esthétique abordé ultérieurement.

4.1. Conservation de la structure dentaire :

4.1.1. Logement canalaire :

La préparation radiculaire pour la pose d'un tenon est difficilement quantifiable. Elle est mise en cause par TROPE et coll. (169) qui la rendent responsable de l'affaiblissement de la racine avant même l'insertion du tenon, ce dernier augmentant le risque de fracture lorsqu'il est mis en place.

Des publications plus récentes ont suggéré que les fêlures et les fractures radiculaires des dents dévitalisées sont surtout initiées au moment de la préparation radiculaire qui se traduit par une perte de substance dentinaire, et lors du scellement, étape qui génère plus ou moins de tension selon la technique et les moyens mis en œuvre (157).

Cependant, il est difficile de préparer uniformément le logement canalaire et de juger combien de dentine a été enlevée et combien il en reste.

D'une manière générale, l'élargissement du canal n'excédera pas plus de deux numéros le diamètre du dernier instrument endodontique utilisé (126). Par ailleurs, de nombreux auteurs admettent l'existence d'un rapport direct entre le diamètre de la racine et la capacité de la dent à résister aux contraintes latérales. Les études du stress par photoélasticité montrent que les contraintes sont moindres avec des tenons de faible diamètre. La racine peut être comparée à une bague dont la résistance provient de la périphérie et non du centre (88). Ceci semble donc contradictoire avec les thérapeutiques mettant en œuvre une réduction de la dentine radiculaire dans le cadre d'un traitement endodontique ou pour un tenon de large diamètre, à partir du moment où le diamètre du tenon n'améliore pas ou très peu la rétention (151).

En résumé, il est plus important d'obtenir un tenon de diamètre moyen (n'excédant pas de deux numéros le dernier instrument endodontique utilisé) et de bonne longueur plutôt qu'un tenon large et court (fig. 18, p. 51).

4.1.2. Préparation coronaire :

Bien souvent, avant même tout traitement prothétique, ces dents ont été délabrées par la carie et/ou l'accès endodontique, ne laissant que peu de dentine coronaire. Si une coiffe doit être envisagée, la préparation périphérique devra conserver un maximum de dentine coronaire afin de diminuer le stress transmis à la racine (voir 2.).

Pour ce faire, il faudra toujours préparer d'abord le logement canalaire et la chambre pulpaire, et ensuite réaliser la réduction périphérique (71). La technique de réduction périphérique la mieux adaptée semble être celle dite de " la pénétration et de l'abrasion

contrôlée " qui est fiable et reproductible (fig. 14) (3).

Fig. 14

Principes de la pénétration contrôlée (3).

4.2. Rétention :

4.2.1. Considérations pour les dents antérieures :

Parmi les échecs à court terme des faux moignons, le descellement au niveau des dents antérieures est le plus fréquent. Celui-ci

est dû à un manque de rétention de la racine préparée. La rétention du faux moignon dépend de différents paramètres :

- la préparation canalaire (p. 54),
- la longueur du tenon (p. 50),
- le diamètre du tenon (p. 53),
- la forme du tenon (p. 48),
- l'état de surface du tenon (p. 50),
- le type de ciment utilisé (voir 6.).

Les dents antérieures, surtout les incisives centrales maxillaires, ont une section triangulaire ou ovalaire (voir 1.). Celle-ci se prête facilement à une préparation du canal avec des instruments rotatifs (Gates et forets correspondant aux tenons utilisés) permettant d'obtenir des parois canalaires parallèles ou très peu divergentes (angle inférieur à 6°) sans pour autant affaiblir la racine. Ce type de préparation optimise la rétention puisque, comme le décrivent SHILLINGBURG et coll. (138), plus la convergence diminue plus la rétention augmente.

4.2.2. Considérations pour les dents postérieures :

Si les tenons uniques de bonne longueur et de section circulaire offrent une rétention satisfaisante au niveau des dents antérieures, ils ne peuvent pas le plus souvent être utilisés au niveau des dents postérieures qui présentent des racines courbes et de section elliptique (voir 1.). La rétention est obtenue par plusieurs tenons relativement courts prenant ancrage dans des racines divergentes. Si une reconstitution corono-radiculaire faisant appel à un matériau métallique coulé est indiquée, elle sera réalisée en différentes parties ayant chacune un axe d'insertion propre. On parle alors de clavette (fig. 15).

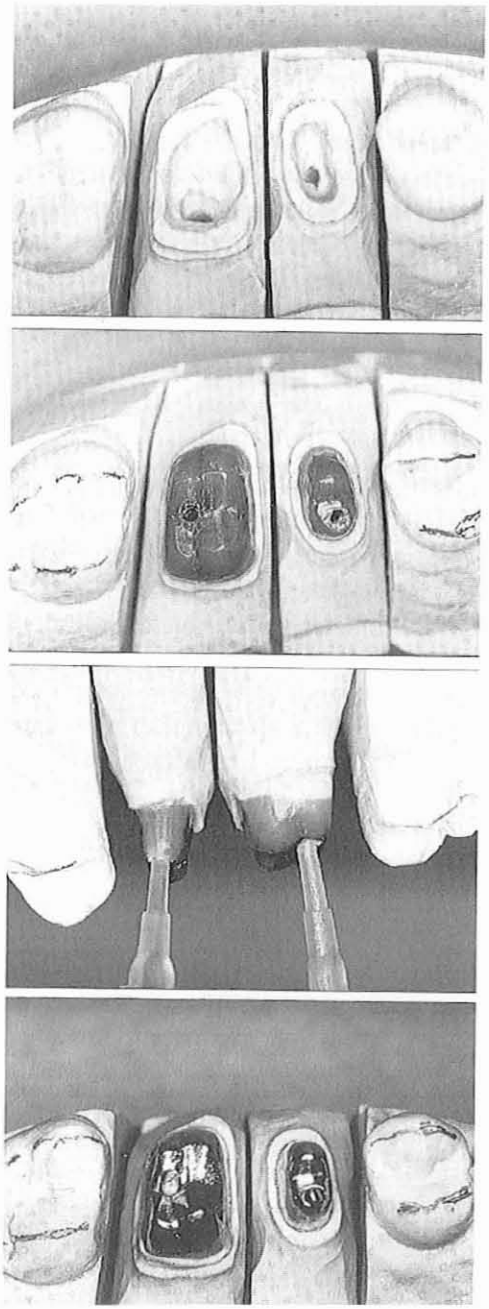


Fig. 15

Reconstitutions corono-radiculaires coulées sur prémolaire et molaire réalisées en deux parties ayant chacune un axe d'insertion propre (faux moignon et clavette) (16).

Toutefois, une préparation sans clavette peut être envisageable au niveau des dents postérieures. Le canal préparé pour un tenon étant le canal palatin au maxillaire et le canal distal à la mandibule (voir 1.), les autres canaux ne sont préparés que sur 1 mm dans le même axe d'insertion que la pièce prothétique. Les avantages de cette technique sont bien sûr une économie de dentine radiculaire (diminuant le risque de fracture) et une pièce prothétique unique plus facile à réaliser, à manipuler et à sceller en clinique (fig. 16).

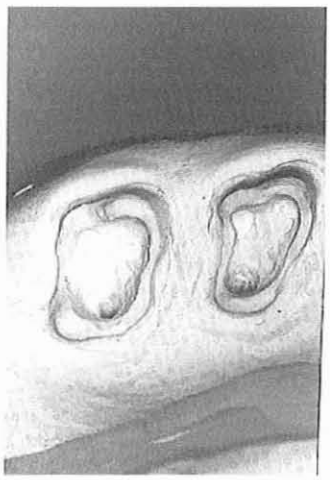


Fig. 16

Préparation pour faux moignon sur molaires supérieures engageant uniquement les canaux palatins (16).

4.3. Choix du tenon :

Quel est le meilleur tenon ? Il n'existe pas un tenon idéal, mais un type mieux adapté à une situation clinique donnée. Le tenon ne sera utilisé que lorsque la partie coronaire n'est pas assez rétentive pour la reconstruction et nécessite un moyen d'ancrage supplémentaire (76). La pose systématique de tenon radiculaire pour toutes les dents dévitalisées est une démarche incohérente et injustifiée (144).

Lorsque, en fonction des données anatomiques et fonctionnelles issues de l'examen clinique, l'indication d'un tenon est posée, celui-ci doit satisfaire à un cahier des charges décrivant ses caractéristiques volumétriques, sa composition et son mode d'utilisation.

4.3.1. Forme du tenon :

Le tenon peut être de deux grands types : cylindrique ou cylindroconique.

Les tenons cylindriques présentent des angles aigus à leurs extrémités apicales, là où se concentrent les contraintes axiales et obliques. La compression qui en résulte dans la partie apicale est souvent l'étiologie des fêlures radiculaires. De plus, la préparation canalaire pour ce type de tenon réduit considérablement la quantité de dentine résiduelle dans la partie apicale du logement, là où précisément les forces se concentrent, ce qui majore les risques de fracture ; les tenons cylindriques sont donc fortement déconseillés (5). Compte tenu des contraintes exercées au niveau de la racine et de la mutilation supplémentaire engendrée par leur mise en place, ils ne doivent pas être utilisés (106).

Il semblerait que la forme cylindroconique, par sa répartition favorable du stress le long du tenon et par sa mutilation moindre à l'apex, soit la plus indiquée (38) (surtout au niveau des racines à section circulaire ou ovalaire).

Cependant, l'anatomie radiculaire n'étant pas toujours favorable, l'utilisation de tenons anatomiques, permettant d'exploiter la forme propre du canal, doit parfois être envisagée (racine à section oblongue) (38).

4.3.2. Composition du tenon :

Pour les reconstitutions corono-radiculaires faisant appel à un matériau métallique coulé, le tenon et la partie coronaire sont dans la plupart des cas réalisés avec le même alliage. Ceci permet d'éviter la corrosion par homogénéisation des matériaux (87) vu l'herméticité relative de l'ensemble prothétique (fig. 17).

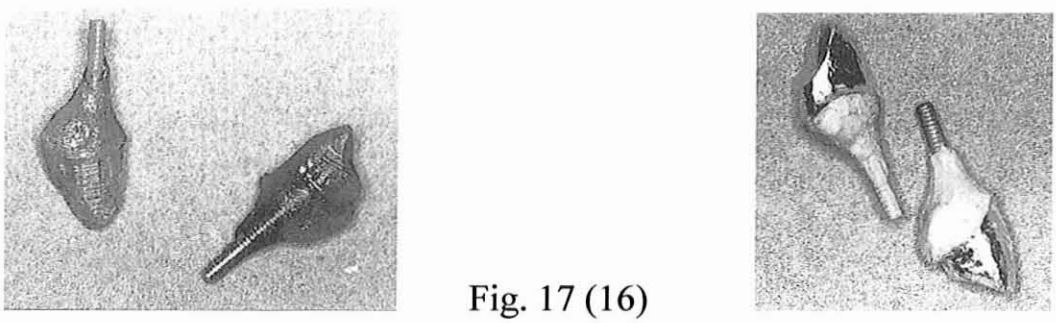


Fig. 17 (16)

A B

Reconstitutions corono-radiculaires coulées.

A : partie coronaire et tenon coulés avec le même alliage.

B : surcoulée d'or de type III sur un tenon préfabriqué (Parapost).

Les tenons usinés en surcoulée sont moins utilisés que les pièces coulées en un seul alliage ; de plus, ils augmentent la corrosion et sont donc contre-indiqués (127). Les métaux utilisés sont des alliages précieux ou non précieux, avec une préférence pour les alliages précieux qui, par leur élasticité relative, réduisent la charge transmise à la dentine d'environ 30 % par rapport aux alliages non précieux (77).

4.3.3. Etat de surface du tenon :

La variété des tenons présents sur le marché montre la multiplicité des opinions. La plupart des études étant réalisées in vitro, leur transposition en clinique n'est pas toujours vérifiée. On peut cependant en dégager quelques règles :

- un tenon fileté améliore la rétention et assure une meilleure distribution du stress (58) ;
- le sablage des tenons lisses augmente leur rétention (surtout pour les gros diamètres) (34) ;
- il y a absence de corrélation entre le type de tenons (filetés ou non) et les fractures radiculaires (58).

Mais un facteur plus important encore que l'état de surface est celui de l'ajustement le plus parfait possible entre tenon et paroi canalaire (126).

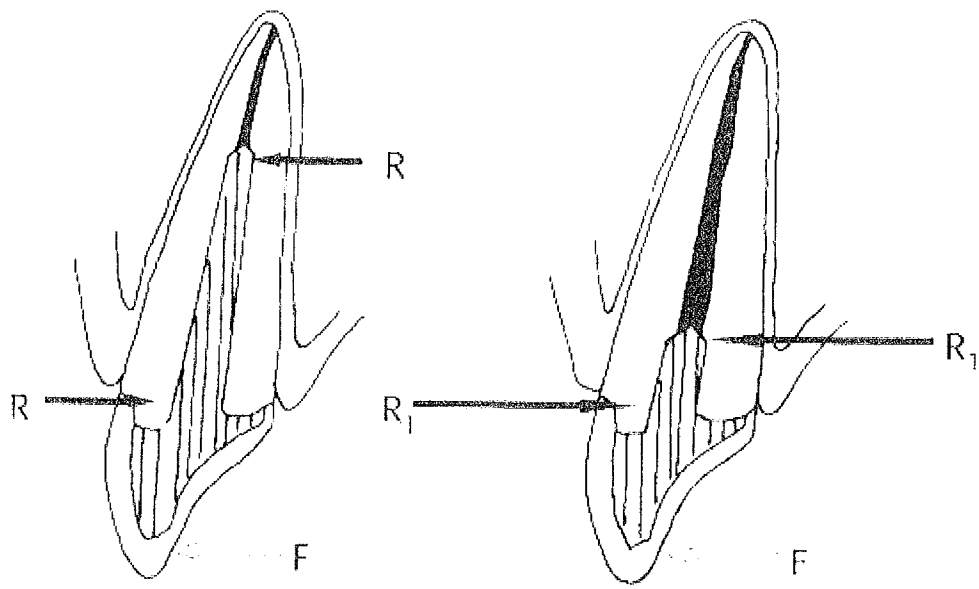
4.3.4. Longueur du tenon :

Théoriquement, on estime que la longueur du tenon doit avoisiner les deux tiers de la longueur radiculaire ; dans tous les cas la longueur du tenon doit être supérieure à la longueur coronaire.

Différents critères peuvent définir la longueur du tenon (134) :

- être à 5-7 mm de la jonction amélocémentaire ;
- être supérieure à la couronne clinique ;
- avoir la moitié de la hauteur de l'os alvéolaire ;
- préserver au moins 4 mm de gutta-percha dans la portion apicale afin de respecter l'herméticité apicale (1).

Par ailleurs, les études montrent qu'une augmentation de la longueur se traduit par une augmentation de la rétention. Cependant, cet accroissement n'est pas toujours linéaire. Un tenon trop court sera cause d'échec (fig. 18) alors qu'un tenon trop long risquera de rompre l'étanchéité du traitement canalaire et, au pire, entraînera une fracture de la zone apicale (fig. 19 et 20).



A Fig. 18 B

Section longitudinale dans le sens bucco-lingual
d'une incisive centrale maxillaire (126).

A : avec un tenon de bonne longueur, d'une force (F) s'appliquant au bord incisif résulte un couple (R).

B : lorsque le tenon est trop court, la même force (F) génère un couple (R_1) plus important pouvant occasionner la fracture de la racine.

Fig. 19 (16)

A B

Longueurs de tenons inadéquates.

A : trop court (descellements, risques de fractures).

B : trop long (perte de l'étanchéité apicale de l'obturation).

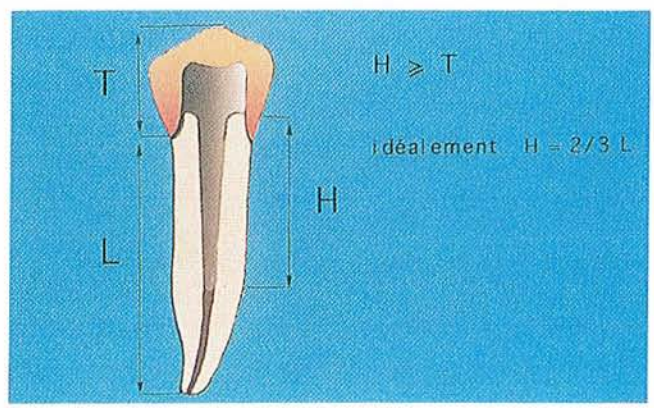


Fig. 20

Longueur du tenon (129).

4.3.5. Diamètre du tenon :

Il ne doit en aucun cas être supérieur au tiers de la largeur de la racine afin d'éviter les risques de fracture. Le diamètre le mieux adapté est choisi en calculant le plus faible diamètre de la racine au niveau apical et en appliquant la règle des trois tiers en même temps que celle d'1 mm minimal de dentine résiduelle autour du tenon, ce diamètre permettant un tenon suffisamment rigide pour éviter les déformations tout en assurant la distribution des contraintes à l'ensemble des structures dentaires résiduelles (fig. 21). En effet, plus le diamètre du tenon augmente, plus les contraintes transmises à la dent sont importantes. Il est donc déconseillé d'augmenter le diamètre des tenons, d'autant plus que celui-ci n'améliore pas la rétention (151).

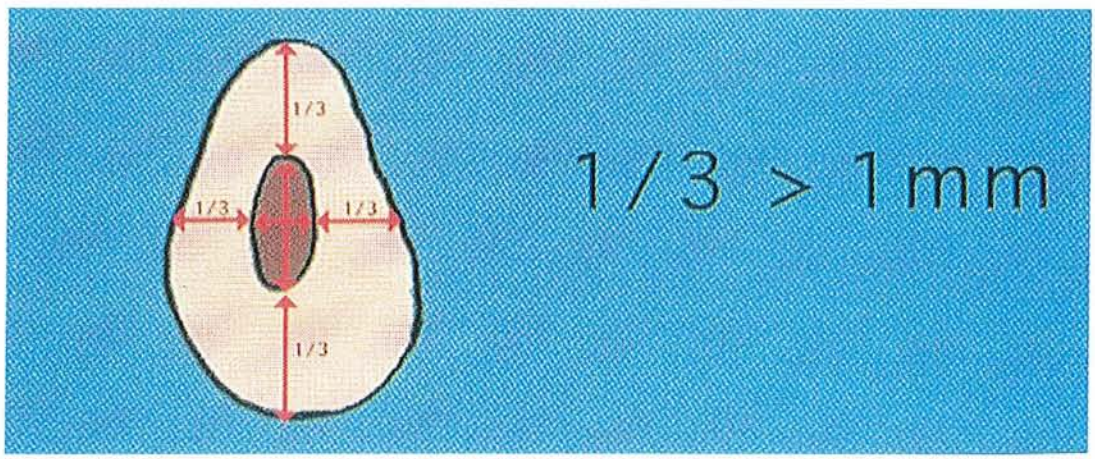


Fig. 21

Diamètre du tenon (129).

4.4. Résistance de la préparation canalaire :

4.4.1. Répartition des pressions :

Un des rôles des inlay-cores est d'augmenter la résistance aux forces latérales s'appliquant sur la dent, en les répartissant sur une surface la plus large possible. Pour ce faire, la préparation canalaire doit essayer de répartir les pressions le plus uniformément possible. Des études sur la distribution du stress occlusal par les inlay-cores ont été réalisées ; bien qu'effectuées in vitro, certaines conclusions peuvent en être tirées (126) :

- les plus grandes pressions s'exercent au niveau de l'épaulement de la préparation (surtout interproximal) et à l'apex du tenon,
- les pressions diminuent si la longueur du tenon augmente,
- tous les angles aigus au niveau des préparations doivent être supprimés puisqu'ils génèrent des pressions importantes lors de la mastication.

4.4.2. Résistance à la rotation :

Il est primordial qu'un tenon de section circulaire ne puisse tourner dans son logement. Afin d'éviter ce problème, surtout lorsque la dentine coronaire a en grande partie disparu, il faut réaliser une clé antirotationnelle au sein de la préparation. Pour se faire, une rainure est placée dans la partie coronaire du canal où la dentine radiculaire est la plus importante, généralement en palatin ou en lingual (fig. 22).

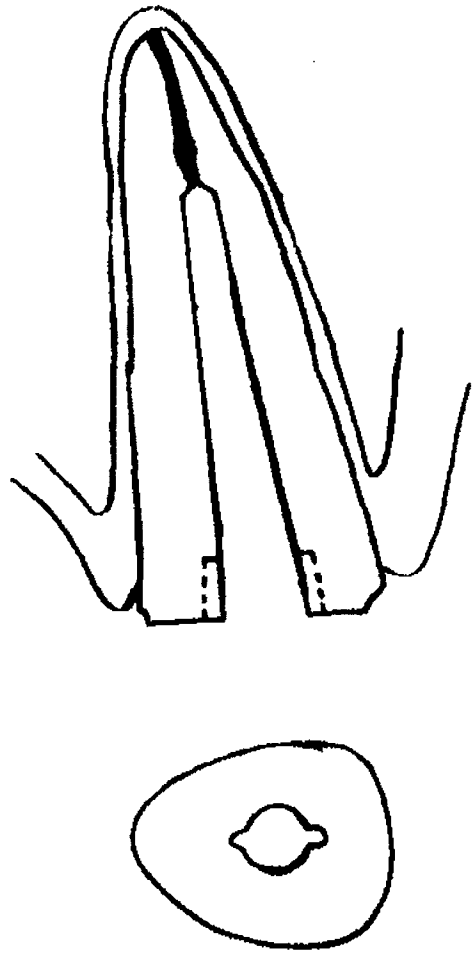


Fig. 22

Résistance à la rotation (16).

Elle peut être obtenue par une rainure placée dans le canal en partie coronaire. Cette rainure doit être compatible avec l'axe d'insertion du faux moignon prothétique (126).

L'indication du tenon radiculaire est aujourd'hui justifiée dans le but exclusif d'assurer la rétention du matériau de reconstitution coronaire, lorsque les structures dentaires résiduelles ne permettent pas d'assurer cette rétention. Dans ce but, des moyens de

rétention plus économes en substance dentaire comme les tenons dentinaires ne doivent pas être négligés (138).

Si toutefois le tenon radiculaire paraît indispensable, les règles suivantes doivent être respectées (129) (fig. 23) :

- s'assurer de la stabilité du tenon dans l'espace radiculaire (147) ;
- éviter les tenons pouvant concentrer les contraintes dans une situation anatomique spécifique (122) ;
- améliorer la mouillabilité et l'adhérence du tenon au ciment ;
- minimiser les contraintes de mise en place et les charges fonctionnelles (152) ;
- assurer un sertissage de la dentine résiduelle lorsque cela est possible (148) ;
- les limites cervicales de la coiffe prothétique doivent dépasser apicalement celles de la reconstitution corono-radiculaire.

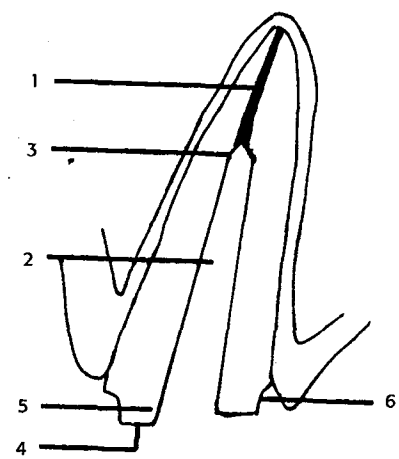


Fig. 23

Coupe longitudinale dans le sens vestibulo-lingual d'une incisive centrale maxillaire préparée pour recevoir un inlay-core (16).

Les six critères d'une bonne préparation sont visualisés :

1. herméticité apicale ;
2. élargissement a minima du canal (aucune contre-dépouille ne persiste) ;
3. longueur adéquate ;
4. stop horizontal afin de minimiser l'effet de coin ;
5. parois verticales afin d'éviter la rotation ;
6. extension des limites cervicales de la future couronne sur la dentine saine, apicalement par rapport à celle de la reconstitution corono-radiculaire.

4.5. Etapes cliniques : de la désobturation à la préparation :

La préparation pour les reconstitutions corono-radiculaires coulées peut être divisée en trois temps :

- désobturation du canal jusqu'à la bonne longueur ;
- élargissement canalaire ;
- préparation coronopériphérique.

4.5.1. Désobturation du canal :

Dans un premier temps, le système canalaire doit être obturé complètement avec de la gutta-percha afin de s'assurer de l'étanchéité au niveau des canaux latéraux.

Il existe deux méthodes de désobturation canalaire : avec un fouloir endodontique chaud ou avec une instrumentation rotative.

Le fouloir chauffé paraît la meilleure solution puisqu'il évite d'endommager la dentine radiculaire sans perturber l'étanchéité apicale.

Différentes règles sont à respecter (16) :

- avant de désobturer, déterminer la longueur du tenon (voir Longueur du tenon, p. 50) ;
- éviter les 5 mm de la zone apicale (si la longueur du canal est connue, il est plus facile de déterminer la longueur du tenon ; dans ce cas, il ne faudra pas perdre les points de référence occlusaux par une préparation prématurée de la dent) ;
- avant de préparer le logement canalaire, mettre la digue en place (c'est un champ opératoire buccal) ;
- sélectionner un fouloir endodontique assez large afin de retenir la chaleur sans pour autant interférer avec les parois canalaires ;
- marquer à l'aide d'un stop la longueur choisie, réchauffer et désobturer le canal ;
- si l'obturation est ancienne avec une gutta-percha ayant perdu sa thermoélasticité, il faudra utiliser un instrument rotatif en s'assurant de suivre la gutta percha sans engager la dentine. Des études montrent que les forets de Gates Glidden respectent plus l'anatomie radiculaire que les forets Parapost (126) ;
- si un instrument rotatif doit être utilisé, sélectionner un instrument de diamètre légèrement inférieur à celui du canal ;
- un instrument rotatif ne peut être utilisé immédiatement après l'obturation endodontique, le risque étant de perturber l'intégrité de l'étanchéité apicale ;

• une fois le canal désobturé à la bonne longueur, celui-ci doit être remis en forme ; ceci est réalisé à l'aide d'instruments endodontiques manuels ou d'instrumentation rotative très lente. Le but est d'obtenir un tenon dont le diamètre est inférieur ou égal au tiers du diamètre de la racine (voir le diamètre du tenon, p. 53). Il est donc important de connaître les valeurs moyennes des diamètres des différentes racines (tableau 4).

Dents	Diamètres recommandés en mm
Incisive centrale maxillaire	**1,7**
Incisive latérale maxillaire	**1,3**
Canine maxillaire	**1,5**
Première prémolaire maxillaire	**0,9**
Deuxième prémolaire maxillaire	**1,1**
Première molaire maxillaire (racine palatine)	**1,3**
Deuxième molaire maxillaire (racine palatine)	**1,3**
Incisive centrale mandibulaire	**0,7**
Incisive latérale mandibulaire	**0,7**
Canine mandibulaire	**1,5**
Première prémolaire mandibulaire	**1,3**
Deuxième prémolaire mandibulaire	**1,3**
Première molaire mandibulaire (racine distale)	**1,1**
Deuxième molaire mandibulaire (racine distale)	**1,1**

Tableau 4.

Valeurs moyennes des diamètres des tenons recommandés (16).

On préconise aujourd'hui de réaliser la préparation du logement canalaire du futur tenon radiculaire AVANT l'obturation canalaire afin de retrouver facilement et sans erreur la direction et la place du tenon. Ceci permet de limiter au maximum le risque de perforation et de fausse route radiculaire lors de la désobturation et de l'élargissement canalaire.

4.5.2. Elargissement canalaire :

Il est important d'être familiarisé avec plusieurs techniques de reconstitution corono-radiculaire puisqu'une seule technique ne peut répondre à toutes les situations cliniques. En effet, au niveau des dents antérieures, un tenon cylindroconique sera indiqué alors que, au niveau des dents postérieures et des racines très larges (patient jeune ou reprise de traitement endodontique), un tenon anatomique sera plus adapté (fig. 24).

Fig. 24 (16)

A

Tenon anatomique

B

Tenon cylindroconique

Dans le cas de la confection d'un tenon cylindroconique coulé, nous utiliserons des forets supérieurs de deux tailles au diamètre du dernier instrument endodontique utilisé. Rappelons que pour les dents postérieures, il faut éviter les racines mésiales des molaires mandibulaires et les racines vestibulaires des molaires maxillaires (voir Considérations pour les dents postérieures, p. 45).

4.5.3. Préparation coronopériphérique :

Une fois la préparation canalaire effectuée, la réduction coronopériphérique peut être réalisée.

Différentes règles sont à respecter (16) :

- ignorer les structures dentaires manquantes et préparer la dent résiduelle de la même façon qu'une dent saine ;
- s'assurer d'une réduction vestibulaire suffisante afin d'assurer une esthétique convenable (homothétie de réduction) ;
- éliminer les contre-dépouilles en rapport avec la préparation canalaire ;
- éliminer les pans dentinaires non soutenus tout en préservant le maximum de structure dentaire ;
- créer un stop horizontal afin de minimiser l'effet de coin. Si besoin, adjoindre une clé antirotationnelle (fig. 23) ;
- éliminer les angles aigus et établir des lignes de finitions polies.

4.5.4. Fabrication du tenon :

Le tenon radiculaire peut être réalisé en technique directe ou en technique indirecte.

4.5.4.1. Technique directe :

Cette technique est la suivante (16) :

- humidifier le canal avec de la salive, placer une préforme plastique devant atteindre l'extrémité de la préparation canalaire sans être au contact des parois ;
- additionner de la résine sur le tenon par la technique " sel et poivre " afin de reproduire l'anatomie canalaire (Pattern Resin de GC) ;
- ne pas laisser prendre complètement dans le canal et réaliser des mouvements de va-et-vient en attendant la prise ;
- après polymérisation, éliminer les éventuelles contre-dépouilles ;
- corriger les éventuels manques par l'ajout de résine.

Le tenon ainsi réalisé doit pouvoir être inséré et desserré sans forcer au niveau du canal.

4.5.4.2. Technique indirecte :

Dans cette méthode, les préformes plastiques correspondant aux instruments rotatifs utilisés sont placés au niveau des

racines ; un matériau d'empreinte type élastomère est alors appliqué afin d'enregistrer la forme de la préparation et des dents voisines (16).

4.5.5. Fabrication du corps de la reconstitution corono-radiculaire :

Que le tenon soit réalisé par méthode directe ou indirecte, le corps de la restauration sera coulé dans le même métal afin d'éviter les phénomènes de corrosion et une possible fracture à l'interface.

Pour la technique directe, le corps sera réalisé avec la même résine que celle utilisée pour le tenon (Pattern Resin de GC).
Pour la technique indirecte, le corps sera réalisé au laboratoire après avoir pris une empreinte en bouche ; elle peut aussi bien s'appliquer aux tenons réalisés en technique directe qu'à ceux réalisés en technique indirecte (16).

4.5.6. Exemple d'un cas clinique :

Nous allons illustrer ce que nous avons vu précédemment par un cas clinique : réalisation d'un faux moignon métallique coulé sur une prémolaire supérieure (fig. 25) (16).

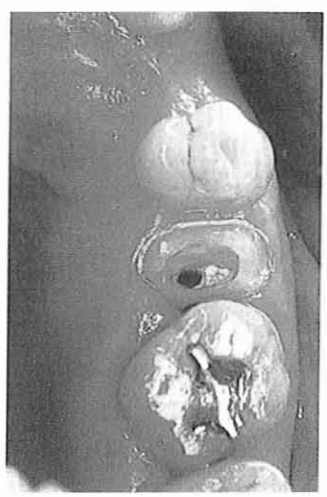
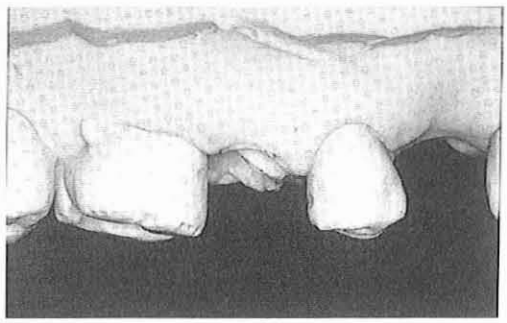
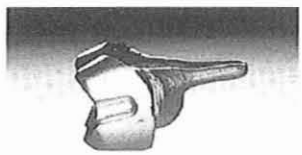


Fig. 25

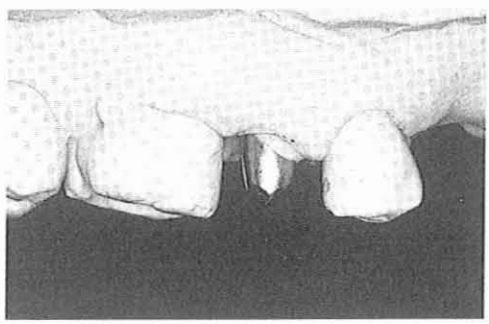
A : logement préparé.



B : modèle issu de l'empreinte.

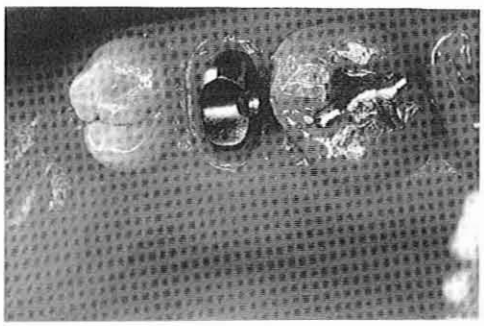


C : faux moignon réalisé.



D : faux moignon sur le modèle.

E : faux moignon en bouche.
Vue vestibulaire.



F : faux moignon en bouche.
Vue occlusale.

G : radiographie de contrôle du faux moignon en place.

5. Reconstitutions corono-radiculaires foulées :

Tout comme les reconstitutions corono-radiculaires coulées, leur but est de réparer le déficit structurel et fonctionnel des dents délabrées dépulpées. Cependant cette technique requiert moins de séances cliniques et semble de réalisation moins complexe.

Elle fait appel à des matériaux foulés et est constituée de trois composants différents :

- un tenon préfabriqué ;
- un faux moignon en matériau d'obturation inséré à l'état plastique ;
- un système de scellement ou de collage.

Le choix d'un système optimal tenon/matériau de reconstitution/ciment peut s'avérer un exercice complexe et aléatoire. Aucun système préfabriqué ne peut convenir à toutes les situations. De plus le nombre très important de composants disponibles sur le marché en complique le choix. En effet, il existe trois principales catégories de biomatériaux plastiques de reconstitution, six catégories de tenons en considérant seulement leur forme, quatre catégories de ciment de scellement, sans parler des possibilités offertes par le collage. Par conséquent, chaque combinaison des divers composants est un système potentiel (fig. 26) (143).

Nous allons par la suite en détailler les différentes parties, à l'exception de celles sur le scellement et collage et l'esthétique qui feront l'objet d'une étude à elles seules (voir 6. et 7.).

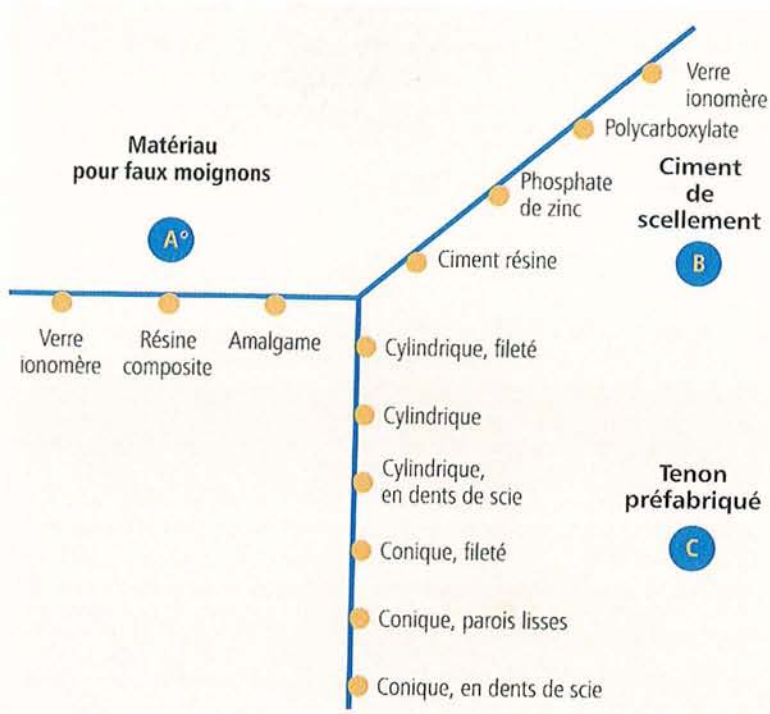


Fig. 26

Exemple des multiples possibilités de systèmes de reconstitution corono-radiculaire foulée (143).

5.1. Matériaux de reconstitution coronaire :

5.1.1. Rappels biomécaniques et leurs conséquences :

Les structures dentaires initiales sont bien évidemment adaptées aux situations qu'elles doivent affronter et qui sont essentiellement représentées par les forces occlusales développées au cours du cycle masticatoire (voir 3.).

Si l'on considère la structure dentaire originelle, il est bon de noter que l'émail présente un module d'élasticité de 4,8 GPa et une limite d'élasticité de 23,2 GPa qui sont toutes les deux élevées, mais

également une faible capacité à absorber les chocs : l'émail est une substance rigide et fragile (16). La dentine présente quant à elle une limite élastique plus faible mais une capacité de déformation élastique beaucoup plus élevée : la quantité d'énergie nécessaire à sa fracture sera plus importante (16). L'association étroite de ces deux structures entraîne une flexibilité de l'ensemble, un module d'élasticité et une résilience élevés au niveau cuspidien entraînant une capacité importante à absorber les chocs.

Les forces masticatoires s'appliquent principalement au niveau des pointes cuspidiennes et des fosses et leur intensité peut être importante sur un point d'application réduit. Il en résulte que le module d'élasticité doit être important à ce niveau-là (16). Dans la région dentinaire sous-jacente, la force est transmise à une surface plus étendue et le module d'élasticité n'a plus besoin d'être aussi important qu'au niveau de l'émail. Ainsi, au niveau d'une dent saine, le rôle des dentines coronaire et radiculaire est davantage de permettre une absorption des pressions que de leur résister. Il en résulte (16) :

- que la résistance mécanique d'un matériau fragile ne peut être acquise que si ce dernier repose sur une substance plastique sous-jacente. Ce principe permet d'accroître la flexibilité sous une charge donnée ;
- qu'un matériau rigide au module d'élasticité élevé présentera une capacité d'amortissement des pressions extrêmement faible voire nulle ;
- que le matériau de reconstitution devra posséder des propriétés proches de celles de la dentine, permettant ainsi amortissement et absorption des chocs occlusaux et protection de la racine. Cette notion de distribution des contraintes occlusales pourra à elle seule déterminer l'utilisation d'un matériau adapté.

5.1.2. Buts et fonctions du matériau de reconstitution coronaire :

Face à un organe dentaire invalidé par une perte de substance, le matériau de reconstitution doit pouvoir remplacer de manière durable cette perte de substance organique tout en participant, et sans le perturber, au comportement physiomécanique de l'organe auquel il est associé. Les buts et fonctions du matériau de reconstitution peuvent alors se définir de la manière suivante (16) :

- rétablissement du volume coronaire ;
- préservation d'un maximum de substance dentaire ;
- création d'une liaison intime et permanente à la substance dentaire ;
- résistance aux contraintes développées lors de la fonction ;
- protection de l'organe dentaire.

5.1.3. Cahier des charges du matériau de reconstitution coronaire :

Le biomatériau de reconstitution doit pouvoir résister aux processus d'altération provoqués par le milieu buccal ou la fonction masticatrice.
Il existe un cahier des charges présentant différents aspects (16) :

- *d'ordre mécanique :* résistance à la rupture, à l'usure ou à la fatigue ;

• *d'ordre physique :* caractéristiques dilatométriques proches de celle de l'émail ou de la dentine, radio-opacité au moins égale à celle des tissus durs dentaires pour permettre la détection d'une éventuelle récidive de carie ;

• *d'ordre physicochimique :* absence de solubilité dans les fluides buccaux, potentiel d'adhésion élevé aux tissus dentaires avec obtention d'un joint étanche au niveau des parois cavitaires ;

• *d'ordre électrochimique :* bonne résistance à la corrosion et excellente biocompatibilité. Le biomatériau de reconstitution doit présenter une innocuité totale pour le sujet qui le porte et ne doit pas être toxique sur un plan général ou local ;

• *d'ordre clinique :* utilisation et mise en œuvre compatibles avec les conditions intrabuccales générales.

5.1.4. Les différents types de matériaux de reconstitution coronaire :

Il en existe trois grands types : les amalgames, les résines composites, les ciments verres ionomères et leurs dérivés respectifs.

5.1.4.1. Amalgames :

L'amalgame est le plus ancien et le plus classique des biomatériaux d'obturation ou de reconstitution coronaire.

5.1.4.1.1. *Définition* :

C'est un malaxage à froid de mercure avec une poudre d'alliage dont les principaux constituants sont l'argent, l'étain, le cuivre et le zinc (117).

5.1.4.1.2. *Classification* :

Il existe plusieurs formes d'amalgame se différenciant par les composants de l'alliage. Chimiquement, ce sont par définition des alliages de mercure (117) :

– mercure-argent-étain à faible teneur en cuivre (type I) ;

– mercure-argent-étain à forte teneur en cuivre (type II) ;

Ces deux types se subdivisent en quatre classes (tableau 5) :

– classe 1 : alliages de composition conventionnelle, en limaille, composés de 66 à 75 % d'argent, 25 à 27 % d'étain, 5 % de cuivre et 1 % de zinc ;

– classe 2 : alliages de composition conventionnelle, en particules sphériques de 4 à 40 microns, et dont les particules très fines accélèrent l'amalgamation et diminuent le temps de prise ;

– classe 3 : alliages à haute teneur en cuivre (amalgames non gamma 2) en phases dispersées. La phase gamma 2 est due à la combinaison de l'étain et du mercure. Elle est très sensible à la corrosion salivaire. En augmentant le pourcentage de cuivre, on diminue la

phase gamma 2 car le cuivre capte l'étain pendant la prise et l'empêche de se combiner au mercure. On distingue deux groupes d'amalgames non gamma 2 : amalgame non gamma 2 sphérique sous forme de billes d'alliage d'argent, d'étain et de cuivre, et amalgame non gamma 2 mélangé sous forme de billes d'alliage d'argent et de cuivre et de limaille d'argent et d'étain ;

– classe 4 : alliages à haute teneur en cuivre à précipitation de phase (uniphase) : H.C.S.C. (High Copper Single Composition).

	Classe	Ag (%)	Sn (%)	Cu (%)	Zn (%)	In (%)	Pd (%)
Alliage type I	1	66-75	25-27	2-7	0-2	0	0
Alliage type I	2 (particules sphériques)	66-75	25-27	2-7	0-2	0	0
Alliage type II	3 (limaille)	40-70	26-30	2-30	0-2	0	0
Alliage type II	3 (particules sphériques)	40-65	0-30	20-40	0	0	0-1
Alliage type II	4	40-65	22-30	13-30	0	0-5	0-1

Tableau 5.

Composition des alliages pour amalgames à haute et basse teneur en cuivre (16).

5.1.4.1.3. *Propriétés* :

Les alliages pauvres en argent et riches en cuivre ont des propriétés améliorées (175) par rapport à celles des amalgames conventionnels. De plus, ils présentent une meilleure résistance à la corrosion et une résistance mécanique précoce acceptable, qui permet de diminuer le fluage de 90 % (tableau 6). Le fluage étant une déformation permanente, progressive et irréversible qu'un corps subit dans le temps, sous charge constante. Pour les propriétés mécaniques, voir le tableau 8 p. 88.

Classes	Propriétés
1. Conventionnels	Faible résistance à la corrosion Fluage élevé Propriétés mécaniques moindres
2. Conventionnels modifiés	Comportement similaire à celui des amalgames de classe 1
3. Enrichis en cuivre, à dispersion de phase	Amélioration significative de la résistance à la corrosion Fluage faible Propriétés mécaniques renforcées
4. H.C.S.C. (High Copper Single Composition)	Bonne résistance à la corrosion Fluage négligeable Optimisation des propriétés mécaniques

Tableau 6.

Propriétés des différentes classes d'amalgame (117).

5.1.4.1.4. *Réalités cliniques* :

Malgré un certain nombre d'améliorations, l'amalgame conserve des défauts majeurs (117) :

– il est inesthétique ;

– le mercure est potentiellement un élément cytotoxique ;

– il ne possède aucune capacité d'adhésion aux parois cavitaires compte tenue de sa nature chimique et de la faible mouillabilité que lui confère le mercure. En effet, la valeur du hiatus amalgame-dent est évaluée de 10 à 100 microns, valeur sans commune mesure avec la taille des bactéries de la flore buccale. Dans la technologie de l'amalgame collé, l'utilisation d'un adhésif peut permettre de diminuer le hiatus, d'améliorer la rétention des reconstitutions en amalgame et le renforcement de la dent restaurée (36) ;

– sa dilatométrie thermique reste assez éloignée de celle de la dent ;

– il présente de faibles valeurs de résistance à la traction, à la flexion et à la torsion ;

– il est impossible de prendre une empreinte dans la même séance que celle de la reconstitution, son durcissement n'intervenant qu'au bout de plusieurs jours ;

– un couple galvanique peut s'installer entre l'amalgame de reconstitution et la pièce prothétique.

Même si les problèmes de toxicité liée au mercure sont plus théoriques que réels, une hygiène adéquate dans le traitement et la manipulation du matériau évite tout danger pour le patient,

le praticien et l'équipe soignante. Quelques règles simples sont à suivre dans un exercice quotidien (36) :

– utiliser un amalgame non gamma 2 en capsules prédosées hermétiquement fermées ;

– ne pas toucher l'amalgame avec les doigts mais utiliser des gants et des instruments adaptés ;

– avoir une aspiration chirurgicale à proximité de la dent à reconstituer, avec éventuellement une compresse de gaze sur l'embout pour filtrer les particules et les gouttelettes d'alliage libérées lors de la condensation, du modelage et de la préparation de la dent à l'aide de fraises diamentées ;

– conserver les déchets dans des solutions et des containers adéquats pris en charge par des sociétés spécialisées ;

– travailler dans des locaux bien aérés.

5.1.4.2. Résines composites :

5.1.4.2.1. *Définition* :

Les résines composites peuvent être définies comme un matériau issu de la combinaison d'une matrice organique de résine synthétique dans laquelle sont noyées des charges inorganiques de granulométrie variable. Matrice organique et charges inorganiques sont chimiquement unies par un agent de couplage organominéral (silane). La combinaison de charges minérales et d'une matrice organique permet d'allier les qualités mécaniques, les propriétés optiques et la stabilité physicochimique des minéraux avec la simplicité de mise en œuvre des polymères organiques. Par abus de langage, les

matériaux composites dentaires sont appelés des résines composites, voire même des composites (30).

Les composites dérivent pour la plupart de la formule de BOWEN, diméthacrylate complexe souvent désigné sous le terme de Bis-GMA, et des polyuréthanes. Les autres composites sont les résines époxy-copolymères de LEE et les polyméthacrylates de MASUHARA et FISCHER. Actuellement, les résines matricielles les plus utilisées sont composées d'oligomères de Bis-GMA et de ses dérivés, ou d'oligomères d'uréthane et de Bis-GMA copolymérisés. La viscosité élevée du Bis-GMA rend nécessaire pour son utilisation clinique l'adjonction de diluants de viscosité moins élevée : Bis-MA ou diméthacrylate de bis-phénol A, méthacrylate de méthyle, ou TEGDMA (30).

Les propriétés mécaniques (résistance à la compression, traction, flexion) des résines composites sont liées à l'incorporation de charges minérales au sein du matériau. Ces particules diminuent les contraintes liées au retrait de polymérisation, compensent le coefficient de dilatation thermique trop élevé de la phase matricielle et permettent la visualisation radiographique de la reconstitution. Ce sont des particules diverses telles que quartz, silicate d'aluminium, verre borosilicaté, verre de baryum, céramique, fibre de verre, silice fondue, métaux lourds. On trouve même parfois des charges constituées de résine matricielle prépolymérisée. La tendance actuelle est d'augmenter la quantité et de réduire le diamètre des charges (30).

5.1.4.2.2. *Classification* :

La granulométrie des charges est variable ;

elle est à la base de la classification des résines composites (86):

– composites macrochargés (ou traditionnels) : de granulométrie comprise entre 5 et 40 microns pour les premières générations et entre 1 et 5 microns pour les plus récents. Le rapport charge/matrice est élevé (70 à 80 % de charges) ;

– composites microchargés homogènes : de granulométrie inférieure à 0,04 micron. Le rapport charge/matrice ne dépasse pas 50 %, ce qui rend ce matériau peu résistant ;

– composites microchargés hétérogènes : composés de microcharges (1 micron) et de particules organominérales prépolymérisées (jusqu'à 200 microns) ;

– composites hybrides : constitués d'un mélange dans des proportions variables de macrocharges variant de 3 à 10 microns, ou inférieures à 2 microns (composites microhybrides) et de microcharges de 0,04 micron.

5.1.4.2.3. *Taux de charges* :

La proportion de charges peut être exprimée en fraction massique ou bien en fraction volumique, plus adaptée à l'étude des propriétés mécaniques. Les charges représentent 70 à 80 % de la masse et 35 à 50 % du volume. Un mélange de trois granulométries différentes est utilisé pour obtenir une incorporation maximale de charges. Le taux maximal atteint par les composites hybrides est de 55 à 60 % en volume. L'augmentation du taux de charges liées à la matrice améliore de nombreuses propriétés du composite :

– augmentation de la résistance à la compression et à l'abrasion ;

– diminution du coefficient d'expansion thermique, de la contraction de prise, du coefficient d'absorption hydrique et de la solubilité hydrique (30).

Les composites hybrides présentent un taux de charge maximal par rapport aux composites conventionnels et microchargés. Leur structure densifiée confère à ces matériaux des propriétés mécaniques voisines de celles des amalgames. Les performances théoriques des composites hybrides semblent les mieux adaptées pour résister aux contraintes spécifiques que subissent les dents postérieures (30).

Les " composites pour faux moignon " peuvent se voir adjoindre des particules de charges métalliques comme le titane par exemple.

5.1.4.2.4. *Liaison matrice-charges* :

Une absence de liaison entre la matrice et les charges diminue les propriétés mécaniques car les charges non liées agissent comme des défauts et concentrent les contraintes, sans les transférer vers la matrice. La liaison entre la matrice et les charges suppose une opération dite d'ensimage, destinée à obtenir la cohésion des deux phases en présence. Les molécules utilisées sont des organo ou alogénosilanes. Le traitement des charges est à la fois mécanique (infiltration dans les irrégularités de surface) et chimique. Le vieillissement des composites est en partie imputé à une hydrolyse des liaisons établies entre les charges et la matrice, responsable de la décohésion de la phase organique et de la phase minérale (30).

5.1.4.2.5. *Polymérisation* :

Deux types de résine composite sont actuellement à la disposition du praticien : des résines composites dites chémopolymérisables et des résines composites dites photopolymérisables.

Celles chémopolymérisables se présentent sous la forme de deux pâtes à mélanger en quantités égales. L'une des pâtes contient un initiateur (peroxyde de benzoïle), qui est décomposé par un activateur (amine tertiaire) contenu dans la seconde pâte.

Celles photopolymérisables se présentent sous forme de seringues ou de compules avec pistolet de mise en place. Elles contiennent des initiateurs pouvant être excités par un rayonnement lumineux, conduisant à la formation de radicaux libres susceptibles d'amorcer la polymérisation du matériau. Il faut faire attention à la longueur d'onde du rayonnement et éviter de polymériser le matériau sur une trop grande épaisseur (3 mm maximum), ce qui oblige à polymériser " couche par couche " (30).

Quel que soit le mode de polymérisation utilisé, tous les composites se rétractent du fait du rapprochement des chaînes moléculaires. Ce retrait empêche de réaliser une bonne adaptation marginale des obturations composites et peut être à l'origine des pertes d'étanchéité. Plus faible est le retrait et meilleure est l'adaptation marginale. De plus, cette rétraction provoque des tensions internes qui induisent des microfissures et des microbulles à l'intérieur du matériau. Le mode de polymérisation exerce une influence sur le retrait. Les composites chémopolymérisables développeraient des contraintes internes moins importantes que ceux photopolymérisables. Ceci est dû au fait que des bulles d'air sont introduites pendant le mélange des deux composants du

composite chémopolymérisable. Cette porosité diminuerait les contraintes de rétraction car la présence d'oxygène à la surface des bulles inhibe la polymérisation autour d'elles, créant ainsi des zones de relaxation des contraintes. Dans le cas des composites photopolymérisables, et lors d'un montage de la restauration par ajouts successifs, le nouvel apport de composite flue librement à la surface de la couche polymérisée (et rétractée) déjà en place et compense partiellement le retrait (30).

5.1.4.2.6. *Propriétés physiques et mécaniques* :

Quoiqu'inférieures à celles des biomatériaux métalliques, les propriétés physiques et mécaniques des composites sont acceptables (tableaux 7 et 8 p. 81 et 88) (30). Ces propriétés ne se maintiennent pas obligatoirement dans le temps, du fait de la fatigue du matériau par contraintes mécaniques et thermiques et par risque d'absorption hydrique.

La résistance à l'abrasion est sans véritable incidence dans le cas des reconstitutions prothétiques puisque le matériau de reconstitution sera entièrement protégé par la couronne. La résistance à la traction, faible par rapport à celle de la dentine et nettement inférieure à celle de l'amalgame, doit prendre en compte les éléments de rétention que représentent les tenons et qui vont renforcer la masse du matériau et lui conférer une résistance accrue. Par comparaison des modules d'élasticités, on pourrait considérer que les composites ont une fonction biomécanique d'amortissement propre à remplacer la substance dentinaire.

L'adhérence des composites aux tissus dentaires est due au mordançage de l'émail qui crée des rétentions mécaniques, au mordançage et au conditionnement de la dentine qui

suppriment la boue dentinaire et ouvrent les tubuli, et à l'agent de couplage amélodentinaire. Celui-ci doit être fluide et de faible viscosité pour bien mouiller l'émail et la dentine. Il doit résister à la contraction de polymérisation et ne pas posséder un coefficient de dilatation thermique linéaire trop différent de celui des tissus dentaires et du composite. Des charges peuvent être ajoutées aux agents de couplage. En respectant bien le protocole clinique d'utilisation, les adhésifs actuels permettent d'atteindre des valeurs d'adhérence de 25 MPa sur l'émail et de 20 MPa sur la dentine (30).

	Composite conventionnel	**Composite microchargé**	**Composite hybride**
Dureté (VHN)	50-60	30-55	60-100
Module d'élasticité (GPa)	8-16	4-5,4	14-24
Résistance à la compression (MPa)	210-290	255-330	310-385
Résistance à la traction diamétrale (MPa)	35-55	30-40	52-67
Résistance à la flexion (MPa)	110-135	60-80	120-150
Solubilité dans l'eau à 2 semaines (mg/cm^2)	0,01-0,06	1,3-2,2	
Absorption d'eau après 2 semaines (mg/cm^2)	0,2-0,8	1,2-2	0,2-0,6
Retrait volumétrique à la polymérisation (%)	2-2,5	2-4,5	1,2-3,6
Coefficient d'expansion thermique ($\times 10^{-6}/°C$)	25-35	45-70	22-35

Tableau 7.

Propriétés physiques et mécaniques des résines composites (16).

5.1.4.2.7. *Avantages des reconstitutions aux composites* :

Si les composites destinés aux reconstitutions corono-radiculaires présentent des propriétés physiques et mécaniques acceptables, un autre avantage est procuré par la facilité de manipulation et la rapidité de prise qui permettent de réaliser éventuellement préparation et empreinte dans la même séance clinique. La neutralité électrochimique de ces matériaux est également à prendre en considération. Les gros progrès réalisés par les adhésifs amélodentinaires de dernière génération permettent d'obtenir une excellente valeur d'adhérence entre le matériau de reconstitution et le substrat dentaire. Si ce collage peut dans certains cas assurer à lui seul la rétention du composite, un tenon radiculaire peut lui être associé afin de relier mécaniquement le complexe coronaire ainsi reconstitué aux racines et assurer un ensemble monolithique (16).

5.1.4.2.8. *Inconvénients des reconstitutions aux composites* :

Les reconstitutions aux résines composites doivent respecter certains impératifs lors de leur utilisation : réalisation à l'abri de la salive et de l'humidité, limite de préparation supra ou juxta-gingivale, respect des étapes de mordançage et de collage, ciments à base d'eugénol proscrit. De plus, les variations dimensionnelles posent le problème du joint composite-dent dans le temps (16).

5.1.4.3. Ciments verres ionomères d'obturation :

5.1.4.3.1. *Ciments verres ionomères* :

Les verres ionomères sont des aluminosilicates associés à une base organique. Ils résultent de la réaction entre une solution d'acide acrylique et d'acide polyakénoïque avec un silicate double d'aluminium et de calcium (79).

La composition et la structure après la prise des verres ionomères actuels confèrent à ces derniers des propriétés mécaniques et physicochimiques intéressantes : ils sont biocompatibles sous réserve de certaines précautions de manipulation et d'utilisation clinique. Ils sont relativement esthétiques, libèrent des fluorures cariostatiques et adhèrent à la dentine et à l'émail. Leurs propriétés mécaniques et esthétiques ne valent pas celles des composites, mais ils peuvent rendre de grands services par leurs qualités complémentaires permettant des techniques combinées (16).

Les verres ionomères sont composés de deux constituants dont le dosage doit être précis :

– une poudre d'un verre d'aluminosilicate de baryum ;

– une solution polyacide renfermant 54 % d'eau, 9 % d'acide tartrique, 37 % de copolymère d'acides acrylique, maléique et itaconique.

Il existe deux modes de conditionnement :

– une forme classique : poudre et liquide. La solution polyacide qui se présente sous la forme d'une solution aqueuse est mélangée à la poudre au moment de l'utilisation du produit.

Parfois, la solution polyacide est déshydratée et mélangée à la poudre de silicates. La confection du produit nécessite alors simplement une adjonction d'eau distillée et une spatulation. Dans les deux cas, le matériau ne peut présenter de bonnes propriétés mécaniques qu'avec un strict respect du rapport poudre/liquide. Ce problème est résolu en partie par l'emploi de produits prédosés en capsules assurant un mélange optimal de manière reproductible.

– dans les capsules prédosées, on trouve les mêmes composants que dans la forme classique, placés dans une capsule et séparés l'un de l'autre par une membrane. Une pince perforatrice permet de mettre en contact poudre et liquide au moment de l'emploi. Le mélange est ensuite trituré dans un vibreur et placé dans une seringue. L'embout de la capsule permet le remplissage direct de la cavité. La présentation d'un ciment verre ionomère en capsule prédosée respecte mieux le mode de préparation et en facilite l'insertion (16).

Le verre ionomère présente une adhésion chimique spontanée à l'émail et à la dentine. Mais ces matériaux ont de faibles propriétés mécaniques (30) et de mauvaises valeurs de résistance à l'abrasion et à la fracture. De plus, ces verres ionomères sont très sensibles à l'humidité et à la déshydratation pendant leur prise (particulièrement pendant la première heure) et doivent être protégés à l'aide d'un vernis. Plus généralement, les caractéristiques biomécaniques des verres ionomères sont trop faibles pour qu'ils puissent être utilisés comme matériau de reconstitution corono-radiculaire (tableau 8 p. 88) (16).

Pour pallier ces inconvénients, a été élaboré un verre ionomère " chargé " de particules métalliques (cermet) , qui présente des propriétés mécaniques améliorées.

5.1.4.3.2. *Cermet* :

Les cermets sont des ciments verres ionomères renforcés par l'adjonction de particules métalliques, réalisée à haute température. Tous les alliages nobles peuvent être utilisés mais l'argent semble le mieux adapté (79). L'avantage principal du cermet est d'allier aux propriétés reconnues des verres non chargés (facilité d'emploi, adhésion dentinaire, effet cariostatique, absence de corrosion) une résistance à la fracture accrue et des propriétés mécaniques améliorées (78).

Les caractéristiques physicochimiques et biomécaniques des cermets s'inscrivent globalement dans le cahier des charges des matériaux plastiques destinés aux reconstitutions corono-radiculaires (tableau 8 p. 88). Un autre avantage de ces matériaux réside dans l'homogénéité de la restauration lorsque le ciment utilisé pour le scellement du tenon ou de la pièce prothétique est un ciment verre ionomère. Il semblerait toutefois qu'une reconstitution à base de cermet ne doive pas représenter un volume supérieur à 40 % du volume coronaire global (43).

Une autre voie concernant l'amélioration des verres ionomères est représentée depuis une dizaine d'années par l'apparition des matériaux " hybrides " , cherchant à combiner les technologies et les avantages des verres ionomères traditionnels et des composites.

5.1.4.3.3. *Verres ionomères hybrides* :

Ce sont des verres ionomères modifiés par adjonction de résine. Ce sont avant tout des verres ionomères dont la réaction de prise résulte de l'attaque acide des particules de verre (74). Comme les verres ionomères traditionnels, ces matériaux résultent d'un mélange liquide-poudre qui peut être manuel ou mécanique dans le cas de présentation sous forme de capsules prédosées.

Les propriétés des verres ionomères hybrides sont proches de celles des matériaux dont ils sont dérivés. Ils en conservent leurs qualités tout en diminuant certains défauts (tableau 8) :

– le résultat esthétique est amélioré ;

– la finition peut être réalisée dans la même séance et s'accompagne d'un bon état de surface ;

– la libération de fluor est identique à celle des verres ionomères traditionnels ;

– si les propriétés mécaniques évoluent peu, la résistance mécanique est obtenue de manière beaucoup plus précoce (79) ;

– pour être parfaitement adhérents aux tissus dentaires, ces matériaux nécessitent l'emploi d'un agent de conditionnement (74).

5.1.4.3.4. *Compomères* :

Ce sont des composites modifiés par adjonction de verres ionomères. Le mot compomère dérive de la

combinaison des mots composite et ionomère et suggère la combinaison d'une technologie à base de composite et verre ionomère (74).

Les compomères présentent des propriétés mécaniques en régression par rapport aux résines composites mais supérieures à celles des verres ionomères hybrides (tableau 8). Par contre, les doses de fluor libérées sont nettement inférieures à celles relarguées par les verres ionomères hybrides. Sur le plan de la stabilité dimensionnelle, ces matériaux ont un comportement voisin de celui des composites dont ils sont dérivés (79) mais peuvent subir un phénomène d'imbibition hydrique secondaire entraînant une impossibilité d'adaptation de la pièce coulée. Dans les reconstitutions corono-radiculaires à partir de compomères, le recul clinique est insuffisant (16).

Ces matériaux sont présentés en seringue ou compules, sous emballage scellé étanche afin d'éviter une hydratation de l'acide avant utilisation, et nécessitent l'utilisation d'adhésifs amélodentinaires (16).

(cf tableau 8 page suivante)

	Résistance à la traction (MPa)	Résistance à la compression (MPa)	Résistance à la flexion (MPa)	Dureté Vickers (Hv)	Module d'élasticité (GPa)
Amalgame	**45-65**	**320-350**	**110-150**	**120**	**25-60**
Composite	**35-60**	**250-480**	**100-145**	**70-130**	**10-25**
Verre ionomère traditionnel	**9-15**	**100-150**	**20-30**	**30-40**	**8-13**
Cermet	**14**	**140-195**	**30-32**	**40**	**15-19**
Verre ionomère hybride	**20-40**	**100-200**	**30-60**	**35-45**	**5-20**
Compomère	**35-40**	**200-260**	**90-125**	**50-60**	**5-8**

Tableau 8.

Propriétés mécaniques comparées des différents matériaux utilisés dans les reconstitutions corono-radiculaires foulées (74, 78, 79).

5.1.4.4. Conclusion :

Le matériau optimal pour les reconstitutions corono-radiculaires foulées doit être : facile d'emploi, à prise rapide, de dimensions stables, et adhérent aux parois dentinaires (143).

A l'heure actuelle, seuls les amalgames et surtout les résines composites représentent un choix intéressant pour ce type de reconstitution (fig. 27) (133).

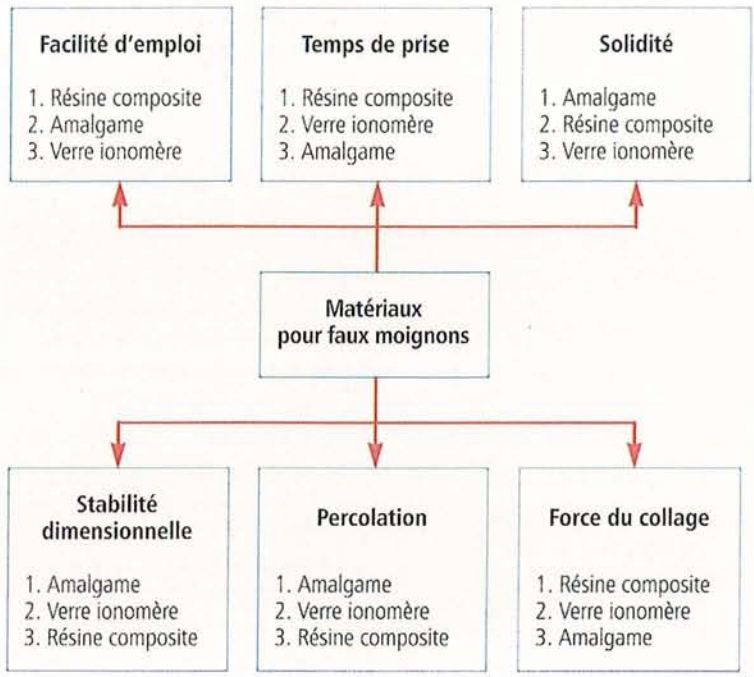


Fig. 27 (143).

Critères biomécaniques d'évaluation des matériaux pour faux moignons.

5.2. Ancrage radiculaire :

Les reconstitutions corono-radiculaires par matériaux foulés insérés à l'état plastique nécessitent le plus souvent l'emploi d'un tenon préfabriqué, scellé ou collé. Ce tenon doit offrir au matériau de reconstitution les conditions optimales de rétention et de qualités mécaniques en résistant aux contraintes mécaniques de flexion, torsion et cisaillement, sans rupture ni déformation.

Le tenon a un rôle de rétention et de stabilisation de la restauration. Il ne doit pas être considéré comme le renfort d'une racine fragile mais comme le tuteur du matériau de reconstitution. Il doit résister

aux contraintes mécaniques de flexion, torsion et cisaillement sans rupture ni déformation (16).

Le tenon radiculaire joue un rôle dans la distribution des contraintes. Le mode de transmission des contraintes à la dentine radiculaire dépend en partie du matériau constituant le tenon (16).

De nombreux systèmes d'ancrages radiculaires sont disponibles sur le marché. Ils mettent souvent en œuvre une technique plus ou moins complexe et nécessitent toujours une instrumentation spécifique, non transposable d'une marque à l'autre.

D'une manière générale, les tenons préfabriqués peuvent être classés en fonction (16) :

– *de leur forme* : cylindrique, conique, cylindroconique, à étages ;

– *de leur état de surface* : lisse, strié, fileté, annelé, sablé, avec ou sans cannelures pour permettre l'évacuation du ciment de scellement ;

– *de leur composition* : alliages précieux, alliages semi-précieux, alliages non précieux (nickel-chrome, chrome-cobalt, acier inoxydable, titane et alliages de titane), fibre de carbone (éventuellement recouverte de fibre de quartz), zircone, fibre de polyéthylène, fibre de verre (fibre de silice).

Les tenons dont la rétention est assurée essentiellement par un filetage qui se visse mécaniquement dans la dentine sont considérés comme " actifs " , alors que ceux qui ne sont en contact avec les parois radiculaires que par l'intermédiaire du ciment de scellement ou de collage sont dits " passifs " (143).

5.2.1. Forme du tenon :

Les tenons manufacturés peuvent être cylindriques, coniques, cylindroconiques ou à étages. Ces tenons sont fabriqués industriellement et leur élaboration suit des étapes d'usinage strictes, pour obtenir en bout de chaîne des éléments standardisés. Ils sont présentés avec des forets spécifiques, utilisés pour la mise en forme du canal et dont la forme et le diamètre correspondent à ceux du tenon (57).

5.2.1.1. Tenons cylindriques :

Ce sont les plus simples car ils ont le même diamètre sur toute leur longueur.

Ils apportent une excellente rétention du fait du parallélisme des parois et de la friction sur toute la longueur avec le logement radiculaire. Cependant cela crée des zones de fragilité au niveau de la dent et présente un risque pour cette dernière (16).

Si l'on respecte le principe des deux tiers de la longueur, la forme cylindrique expose aux perforations latérales les racines dont la partie latérale est étroite. Lorsque les tenons sont trop courts, la transmission des contraintes à la racine n'est pas satisfaisante. Si, pour éviter le risque de fracture radiculaire, on cherche à diminuer le diamètre du tenon, on risque alors une fracture de celui-ci. De plus, la préparation du logement implique une destruction apicale des parois radiculaires, risquant perforations, fêlures ou fractures (16).

Le scellement de ces tenons engendre des pressions apicales importantes. La distribution des contraintes s'effectue avec un maximum au niveau apical du tenon, et c'est à cet endroit que se

produisent la plupart des fractures avec ce type d'ancrage. Les tenons cylindriques sont parfois dotés d'une rainure d'évacuation latérale permettant un meilleur écoulement du ciment en diminuant de ce fait les contraintes lors du scellement. Malgré tout, le scellement convenable d'un tenon cylindrique est très difficile (102). De même, leur dépose est problématique à cause de l'importance de la surface de contact, du frottement constant pendant toute la durée de la désinsertion et de la limitation à un seul axe de désinsertion (16).

L'emploi des tenons cylindriques est donc très rare compte tenu des risques qu'ils représentent pour la racine. Ils peuvent toutefois trouver leur indication pour certaines racines courtes et massives ou lorsque l'espace canalaire utilisable est réduit.

5.2.1.2. Tenons coniques :

Par sa forme, ce type de tenon inséré dans une racine toujours plus ou moins conique semble posséder de nombreux avantages. Le tenon conique est très respectueux de l'anatomie radiculaire car il s'adapte mieux à la morphologie de la racine. Il est moins fragilisant que le tenon cylindrique car les contraintes sont bien réparties sur toute sa longueur. Il peut également être plus long qu'un tenon cylindrique. Sa partie cervicale étant plus épaisse, on a moins de risques de fractures du tenon à ce niveau. L'élargissement canalaire est réalisé avec plus de sécurité pour la racine. La forme conique permet également un échappement plus aisé du ciment de scellement et limite donc le risque de fracture. Par contre, des contraintes importantes sont enregistrées au niveau coronaire du tenon lors du scellement. En effet, les tenons coniques affaiblissent non plus la partie apicale mais la zone cervicale radiculaire.

Un autre problème réside dans le fait que la conicité des tenons disponibles sur le marché est souvent supérieure à celle d'un canal après préparation et obturation endodontique. On reproche également à ces tenons leur manque de rétention et des descellements trop fréquents, du fait de leur conicité (16).

Le tenon conique est donc bien adapté à la morphologie radiculaire, il est peu fragilisant au niveau apical mais provoque un effet de coin au niveau coronaire. Il est également trop peu rétentif, c'est pourquoi son indication ne se pose que dans les cas d'incisives supérieures ou canines à racines longues (133).

Tenons cylindriques et coniques présentent donc chacun un inconvénient majeur : le cylindrique produit un effet de coin dans la portion apicale de la racine tandis que le conique transmet ses contraintes au niveau de la portion cervicale de la racine. Il en découle une forme de compromis : le tenon cylindroconique.

5.2.1.3. Tenons cylindroconiques :

Il s'agit d'un tenon cylindrique dont l'extrémité apicale présente une conicité plus ou moins longue selon les conceptions.

Par son extrémité apicale, le tenon cylindroconique est donc plus adapté à la morphologie canalaire. Par son extrémité coronaire, il possède un diamètre suffisant pour ne pas se fracturer et permettre en même temps de conserver suffisamment de substance dentinaire cervicale pour limiter le risque de fracture radiculaire.

La partie cylindrique, plus longue que la partie conique, lui confère un rôle de stabilisation et de rétention. La conicité permet d'augmenter la longueur du tenon qui peut mieux répondre à son

rôle d'ancrage. Ces tenons sont les plus fréquemment utilisés car ils apportent à la fois une bonne rétention et un respect de la zone apicale. Ils concilient les avantages des deux types de tenons précédents sans en avoir les inconvénients (16).

5.2.1.4. Tenons à étages :

Ce sont des tenons qui comportent des étages de différents diamètres, de forme cylindroconique. Ce système permet d'alterner des portions cylindriques de diamètres différents, diminuant en direction apicale, en créant en même temps des parties coniques dont une est terminale. Le seul type de tenon à étages disponible sur le marché est en fibre de carbone (16).

Quel que soit le type de tenon envisagé, son extrémité ne doit pas être trop ajustée.

5.2.2. Géométrie du tenon :

5.2.2.1. Longueur du tenon :

La préparation du logement radiculaire doit prendre en compte l'anatomie radiculaire (voir 1.). Le danger peut venir des variations de formes et de sections non révélées par l'image radiographique. De plus, il faudra tenir compte des manoeuvres d'alésage réalisées dans le cas du traitement endodontique des racines courbes, créant une élimination de dentine plus importante sur la paroi la plus fragile.

Pour satisfaire à une rétention optimale, le tenon doit arriver à la jonction du tiers moyen et du tiers apical de la racine. Afin de ne pas compromettre l'étanchéité apicale, l'obturation canalaire doit subsister sur 3 à 5 mm (zone des canaux accessoires apicaux) (voir 4.).

Dans le cas où les deux tiers radiculaires ne peuvent être atteints, la longueur du tenon doit atteindre au moins la moitié de la longueur radiculaire et ne doit jamais être inférieure à la hauteur de la couronne clinique. Certains systèmes permettent le choix de la longueur et du diamètre du tenon à partir de grilles transparentes à apposer sur la radiographie de la dent à reconstituer (57).

Du côté coronaire, le tenon doit être aussi long que la hauteur du futur moignon en transfixant le matériau de reconstitution (10).

5.2.2.2. Diamètre du tenon :

Le diamètre n'a que peu d'effets sur la rétention du tenon (151). Il faudra toujours utiliser un tenon du diamètre le plus fin possible au regard de ses caractéristiques mécaniques.

Le diamètre du tenon doit être au plus égal au tiers de celui de la racine dans le sens mésio-distal (seul visible radiographiquement), notamment au niveau cervical qui est le siège électif des fractures des ancrages corono-radiculaires (16).

De plus, le tenon doit être sous-calibré par rapport à son logement afin de permettre l'écoulement du ciment de scellement ou de la résine de collage.

Le matériau constituant le tenon a une incidence sur le diamètre du logement canalaire. Bien que pouvant être en partie

amorties par le matériau de reconstitution, des contraintes sont transmises à la racine. Si les contraintes ne sont pas absorbées par le tenon et le ciment de scellement/collage, elles le sont nécessairement dans la racine. Cette notion est importante pour un amortissement maximal des contraintes dans la partie radiculaire. On peut augmenter légèrement le diamètre du tenon au détriment de la section radiculaire dans le cas d'un tenon souple. Inversement, il faut chercher à diminuer le diamètre du tenon au bénéfice de la section radiculaire dans le cas d'un tenon rigide (16).

5.2.2.3. Tête du tenon :

Elle doit être d'un volume suffisant pour émerger au niveau de la cavité coronaire en permettant une bonne rétention du matériau, et d'un encombrement minimal pour autoriser l'insertion du tenon sans élimination de tissu dentaire. Elle doit permettre au matériau de reconstitution de se répartir autour de la tête du tenon, voire de l'enrober complètement afin d'assurer la cohésion de l'ensemble (102).

La rétention mécanique offerte par le tenon au matériau d'obturation dépend de la forme de la tête du tenon qui peut être très variable (16) :

– tête carrée, fendue ou non (Anthogyr, Cendres et métaux, Dentatus, FGK, Maillefer, Sveda) ;

– tête aplatie, rainurée ou rugueuse (Maillefer, Métaux précieux, Tecalliage, Whaledent) ;

– tête étagée, raccourcissable (Anthogyr, Métaux précieux, Svedia, Tecalliage) ;

– tête avec lamelles ou ailettes rétentives (Komet, Maillefer) ;

– tenon métallique sans tête (Bayer, Tecalliage).

Dans le cas des tenons en fibre de carbone, la liaison avec le matériau de reconstitution sera plus d'ordre chimique que mécanique (55).

Le traitement de surface de la tête du tenon améliore la liaison avec les matériaux de reconstitution. Certains types de tenon présentent des têtes prétraitées (système PRC, tenon intracanalaire adhésif 3 A) pour les amalgames ou les composites (16).

5.2.3. Etat de surface du tenon :

L'état de surface intervient dans la rétention du tenon. Un tenon radiculaire peut être lisse, strié, fileté, annelé, sablé, avec ou sans cannelures pour permettre l'évacuation du ciment de scellement (tableau 9) (16).

Un tenon fileté dans un logement correctement préparé est plus rétentif qu'un tenon lisse (143) mais crée plus de contraintes lors de ses mises en place et en charge que tout autre type de tenon (57). Afin d'éviter le risque de fissure, voire de fracture, la mise en place d'un tenon fileté doit se faire sans visser après avoir pratiqué un sur-alésage ou en faisant un quart de tour de vis en arrière pour limiter le nombre de spires engagées. Certains fabricants proposent des tenons autotaraudants, avec ou sans butée, éventuellement fendus. Les tenons coniques autotaraudants sont les plus stressants de tous les systèmes. A l'inverse, les tenons coniques passifs ne créent que peu de contraintes lors de leur mise en place (143). Les tenons cylindriques striés possédant un évent provoquerait moins de contraintes que les autres tenons. Dans le cas des tenons lisses,

un état de surface rugueux avant scellement, obtenu par sablage ou dépolissage, augmente de manière notable la rétention dans le logement canalaire (106).

La présence d'un évent ou d'une gouttière d'évacuation sur toute la longueur canalaire est importante pour permettre l'enfoncement complet du tenon (16).

	Lisse	**Fileté**	**Strié ou rainuré**
Cylindrique	V Lock (Komet)	V Lock (Komet) GT (Cendres et métaux) RS (Maillefer) Radix Anker (Maillefer) Tenon de KFG Tenon de Svedia Flexipost (EDS)	Parapost (Whaledent) Parapost compositive Parapost plus Triax (Whaledent)
Conique	Pivomatic (Mc Clay)	Screw-post (Kent Dent) Mooser-root-post (Maillefer)	Unimetric (Maillefer)
Cylindroconique	Filpost (Bayer) MP (Métaux précieux) Pivomatic (Mc Clay) Normatec (Tecaliage)	Screw-post (Dentatus) Screw-post (R & S) Tenon fileté (Tecalliage) Ancorex (Svedia) TVS titane (Anthogyr) RVS titane (Anthogyr) Cytco (Maillefer)	Tenax (Whaledent)

Tableau 9.

Exemples de tenons métalliques en fonction de leur forme et de leur état de surface (16).

5.2.4. Composition du tenon :

Les tenons préfabriqués traditionnels sont en alliages précieux, semi-précieux, non-précieux ou en fibre de carbone ou quartz (tableau 10).

	Résistance à la compression (MPa)	Résistance à la traction (MPa)	Module d'élasticité (GPa)
Alliages précieux		360-500	290-350
Alliages non précieux		600	400-600
Titane et alliages		480-690	350
Fibre de carbone	440		20-40
Dentine	270	30-60	20

Tableau 10.
Propriétés mécaniques comparées des différents matériaux utilisés pour les tenons et de la dentine (16).

Les tenons métalliques résistent bien aux contraintes, mais la composition et les propriétés physiques, mécaniques et électrochimiques de l'alliage constitutif du tenon doivent être connues et prises en considération. En effet, l'herméticité relative de l'espace endodontique et les risques de corrosion plaident pour une homogénéisation des matériaux (87).

Le tenon transmet intégralement les contraintes à la dentine radiculaire. Lorsque son module d'élasticité est élevé, les contraintes sont transmises brutalement et sont concentrées dans une zone

proche du tenon. Lorsque son module d'élasticité est bas, voisin de celui de la dentine, le tenon distribue les contraintes en les répartissant au sein de la totalité de la structure dentinaire, reproduisant ainsi un état proche de celui d'une dent pulpée (115).

Le titane et les alliages de titane sont les plus résistants à la corrosion, mais leur module d'élasticité est moins bon que celui des autres alliages non précieux (nickel-chrome, chrome-cobalt, acier inox) (143). Les alliages d'or réduisent la charge transmise à la dentine d'environ 30 % (77).

Dans le but d'amortir les contraintes, des tenons en fibre de carbone ont été proposés. On constate avec ce type de matériau une harmonisation entre les valeurs de module d'élasticité de la reconstitution corono-radiculaire et de la dentine radiculaire. Ces tenons sont d'apparition récente et proposent un ancrage en fibres de carbone dont les propriétés sont à la fois : – aussi élevées que celles des métaux en cisaillement ;

– très proches de celles de la dentine, ce qui permet une bonne homogénéité de l'ensemble.

Le tenon en fibre de carbone est un matériau composite carbone-époxy. Il est composé de fibres continues de carbone HP équitendues (deux tiers en poids) et d'une matrice époxy constituant le tiers restant. La disposition des fibres longues et continues est longitudinale et unidirectionnelle. Cette disposition est celle qui répond le mieux aux contraintes reçues et les rediffuse dans les structures dentaires dans les meilleures conditions (55). Le tenon en fibre de carbone absorbe les contraintes masticatoires sans les transmettre à la racine (54). Ces tenons sont de forme conique, cylindroconique ou à étages. Ils peuvent être scellés dans leur logement canalaire (15), mais le meilleur moyen de

fixation semble être une résine de collage. Le matériau de reconstitution idéal associé à ces tenons est un composite.

Parmi les différents systèmes de tenons en fibre de carbone, nous pouvons citer : Composipost (RTD), Absolu (Spad) et Perfect Restorative System (Dental Emco). D'une présentation récente, le tenon Aesthetiposts (RTD) se compose de fibres de carbone gainées de fibres de quartz, permettant ainsi d'améliorer l'aspect esthétique de la reconstitution. L'association d'un tenon en zirconium et d'un faux moignon en composite peut également être envisagée pour maintenir l'aspect esthétique des couronnes céramocéramiques.

5.3. Exemple d'un cas clinique :

Nous allons illustrer ce que nous avons vu précédemment par un cas clinique (fig. 28 à 33 [103]) :

Fig. 28

Le tenon à étages de Composipost de RTD avec le foret de pénétration et l'alésoir de calibrage à étage.

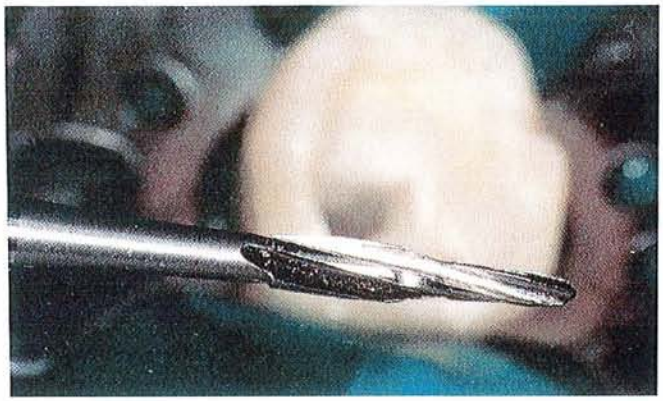


Fig. 29
Sur cette molaire mandibulaire, est prévu un tenon à étages Composipost. La mise en forme spécifique du logement est réalisée avec l'alésoir à étage du système Composipost.

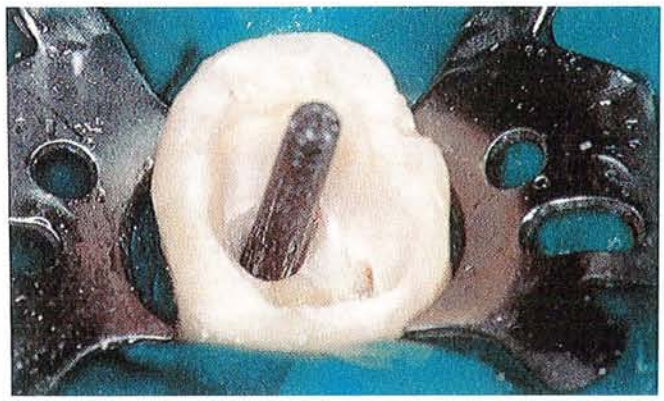


Fig. 30
Le tenon est essayé dans son logement avant le scellement.

Fig. 31
Le composite Sealbond chémo-photopolymérisable de RTD est introduit au bourre-pâte de gros diamètre après enduction des parois dentinaires avec le primer.

Fig. 32
La photopolymérisation permet le blocage du tenon ; la polymérisation totale n'intervient que plusieurs heures après le mélange des composants du Sealbond.

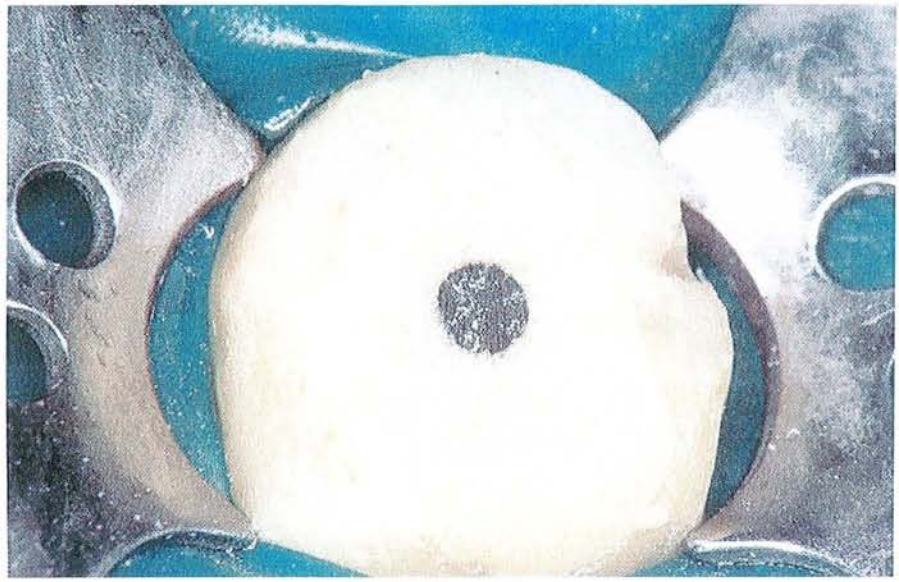


Fig. 33

La reconstitution coronaire de cette molaire est réalisée avec le composite chémopolymérisable Résilient de RTD.

6. Scellement et collage des reconstitutions corono-radiculaires :

6.1. Introduction :

La dernière décennie a vu l'avènement de la dentisterie adhésive avec notamment l'adhésion dentinaire. Cette " révolution silencieuse " (48) apporte, entre autres, de nouveaux matériaux de scellement prothétiques. Le praticien se retrouve alors avec un éventail assez important de possibilités de scellement ou de collage (68) :

- les ciments classiques, phosphates de zinc (ZP), et polycarboxylates (PC) ;
- les ciments aux verres ionomères (CVI) ;
- les ciments aux verres ionomères modifiés par adjonction de résine (CVIMR) selon l'American Academy of Fixed Prosthodontics, anciennement appelés " ciments aux verres ionomères hybrides " ;
- les résines adhésives (RA) chargées ou non ;
- les résines non adhésives (RNA) qui sont des composites de scellement que l'on associe à un système adhésif classique (tableau 11).

Les résines adhésives sont nombreuses. Elles doivent leurs propriétés à la présence de monomères réactifs : le 4-META contenu dans le Superbond® (Sun Medical) et le MDP dans le Panavia 21® (Kuraray).

Groupes	Composition	Réaction	Produits
Phosphate de zinc	**Oxyde de zinc** **Acide orthophosphorique**	**Acide-base** (phosphate trizincique hydrate)	**Fleck's (Mizzy)** **Zinc cement (SS White)**
Polycarboxylate	**Oxyde de zinc** **Acide polycarboxylique**	**Acide-base** Chélation du ZU	**Durelon (Espe)**
CVI	**Verre d'alumino-silicate** **Acide polycarboxylique**	**Acide-base**	**Fuji I (GC)** **Ketac Cem (Espe)**
CVIMR	**Verre d'alumino-silicate** **Acide polycarboxylique** **HEMA-TEGDMA**	**Acide-base + chémo**	**Fuji Plus (GC)** **Vitremer (3M)**
Résine adhésive non chargée	**PMMA** **MMA + 4 META**	**Chémo**	**Superbond (Sun Medical)**
Résine adhésive chargée	**Bis GMA + MDP** **Silice**	**Chémo dual** **Dual**	**Panavia 21 (Kuraray)** **Panavia F (Kuraray)**
Composition	**Bis GMA + TEGDMA** **Silice**	**Dual**	**Variolink (Vivadent)** **Nexus (Kerr)** **Duo link (Bisico)** **Rely X (3M)**

Tableau 11.

Tableau des différents matériaux de scellement et de collage disponibles (68).

Ces matériaux alternatifs sont proposés malgré les succès cliniques à long terme des ciments au phosphate de zinc, les seuls à posséder pour l'instant un très grand recul clinique : CREUGERS (41) a déterminé par méta-analyse, un taux de succès de 74 % à 15 ans pour les bridges scellés avec des ciments au phosphate de zinc. METZ (97) a établi que les performances des ciments aux verres ionomères utilisés en pratique quotidienne sont bonnes et comparables à celles des ciments au phosphate de zinc. Il n'existe pas encore d'études comparables évaluant le comportement des CVIMR et des résines. Pour l'instant, seules les évaluations in vitro permettent d'apprécier les performances de ces nouveaux matériaux. Ils sont populaires par leurs propriétés adhésives et

leur insolubilité, défauts majeurs des ciments au phosphate de zinc. Les CVIMR représentent une catégorie intermédiaire entre scellement et collage : on parle de " scellement adhésif " (68).

Choisir tel ou tel matériau d'assemblage semble donc difficile, surtout que de nombreuses situations cliniques différentes existent. L'objectif de ce chapitre va être de tenter de définir un cahier des charges de l'assemblage des reconstitutions corono-radiculaires.

6.2. Cahier des charges des matériaux d'assemblage pour reconstitutions corono-radiculaires :

Les évaluations cliniques des reconstitutions corono-radiculaires scellées avec un ciment au phosphate de zinc montrent selon les études, un taux d'échecs global compris entre 6,5 et 22 % (13, 40, 70, 82, 95, 123, 145, 165,170, 178, 180). L'analyse des causes d'échecs fait ressortir trois facteurs :

- première cause d'échecs représentant 50 % des cas : *le manque de rétention* ;
- deuxième cause avec 30 % des cas : *les fractures radiculaires* ;
- les 20 % des cas restants correspondent *aux échecs d'origine endodontique* ;

Le matériau d'assemblage idéal doit donc posséder des propriétés supérieures à celles des ciments au phosphate de zinc en matière de rétention, prévention des fractures et étanchéité (68).

Le choix du matériau d'assemblage est également guidé par les facteurs de risque correspondant à chaque situation clinique (figure 34).

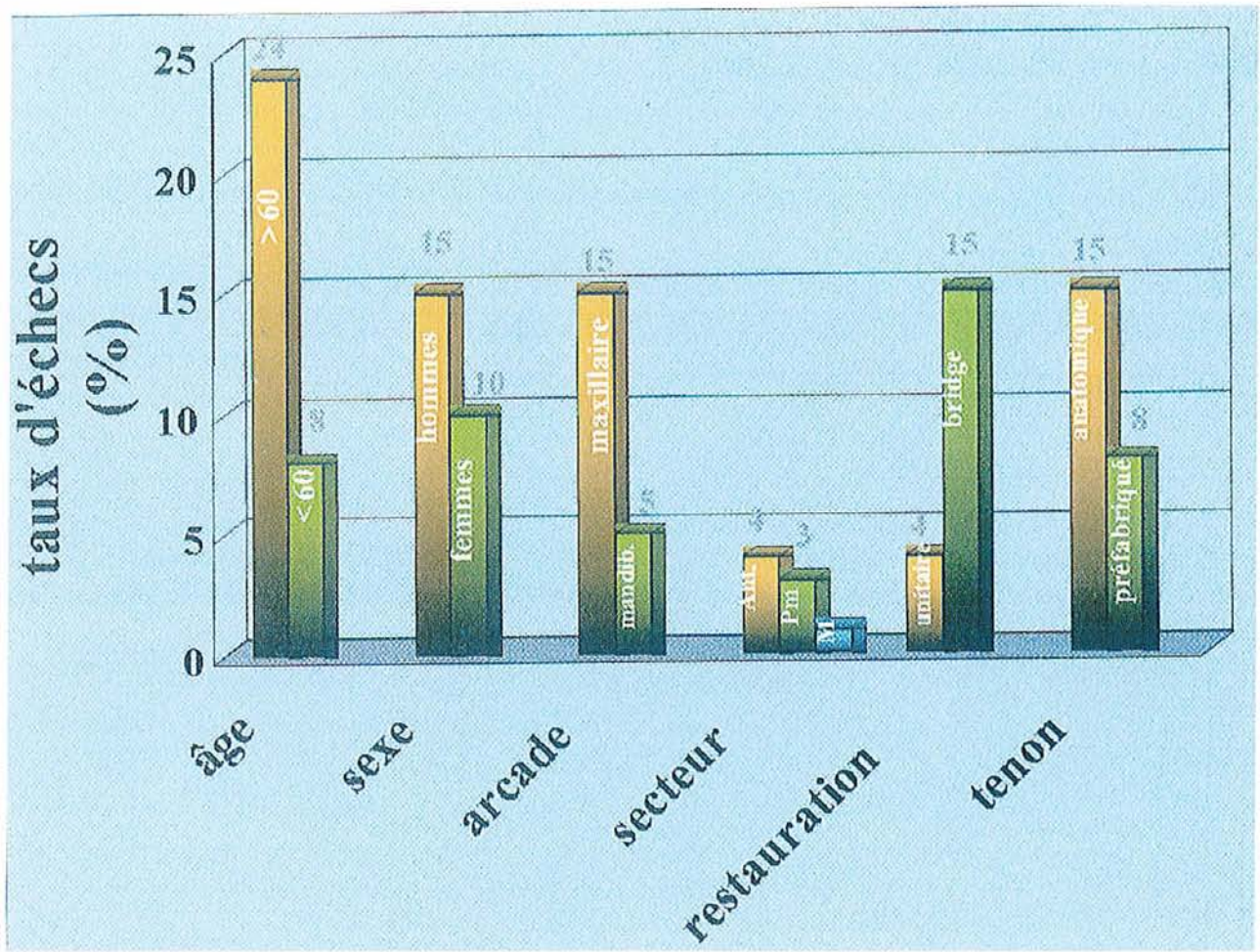


Fig. 34

Synthèse des facteurs de risque des reconstitutions corono-radiculaires (13, 70, 95, 165) : les échecs sont plus fréquents après 60 ans, chez les hommes, au maxillaire dans les secteurs antérieurs, dans le cas de reconstitions plurales et avec les tenons anatomiques.

Une restauration unitaire en secteur mandibulaire postérieure chez un patient jeune présente un faible taux d'échecs lorsqu'elle est scellée avec un ciment au phosphate de zinc. Les propriétés de ce matériau sont suffisantes pour cette situation clinique. En revanche, chez un patient masculin, âgé de plus de 60 ans, chez qui il est nécessaire de réaliser un

inlay-core avec un tenon anatomique sur une incisive maxillaire support de bridge, les risques sont maximaux (13, 70, 95, 165). Il est alors intéressant de disposer d'un matériau d'assemblage qui offre une rétention importante et qui prévient efficacement des fractures radiculaires. Il faut donc analyser chaque situation clinique afin de déterminer les principaux facteurs de risque, avant d'opter pour un scellement, un scellement adhésif ou un collage.

6.2.1. Rétention :

C'est la première propriété demandée à un matériau d'assemblage (125). Les ciments non adhésifs assurent une rétention micromécanique par simple microclavetage dans les anfractuosités de la surface. Les préparations doivent avoir une forme géométrique stricte qui limite les axes de désinsertion. L'adaptation entre l'élément prothétique et la préparation est essentielle (139). La spécification ANSI/ADA n° 96 fixe l'épaisseur du joint à 25 µm. Les ciments au phosphate de zinc, les CVI, les CVIMR et les résines non chargées répondent à cette norme (182). Les composites de scellement ont une épaisseur de joint plus importante, probablement en rapport avec leur viscosité (181). L'épaisseur augmente encore si ces résines sont refroidies avant le malaxage, afin d'augmenter leur temps de travail (173). Compte tenu des propriétés intrinsèques de ces matériaux, une épaisseur de joint supérieure à 25 µm n'est pas préjudiciable. L'espacement nécessaire entre la pièce prothétique et la préparation est spécifique pour chaque matériau (139, 187). La norme de 25µm a été établie d'après les propriétés des ciments au phosphate de zinc. Cette recommandation n'intègre pas les propriétés adhésives des CVIMR ou des résines adhésives.

De nombreuse études ont montré que la rétention des résines adhésives et des composites de scellement utilisés avec un système adhésif est supérieure à celle des ciments classiques (7, 11, 22, 24, 52, 66, 69, 80, 84, 92, 99, 100, 101, 162, 186). Peu de recherches ont évalué la rétention des CVIMR.

Une étude récente de CHEYLAN (48) a comparé la rétention des différentes familles de matériau d'assemblage à celle d'un ciment au phosphate de zinc. Il s'agit d'un test d'expulsion d'un inlay métallique scellé dans un disque de dentine coronaire de 2 mm d'épaisseur. Les résultats sont présentés sur la figure 35.

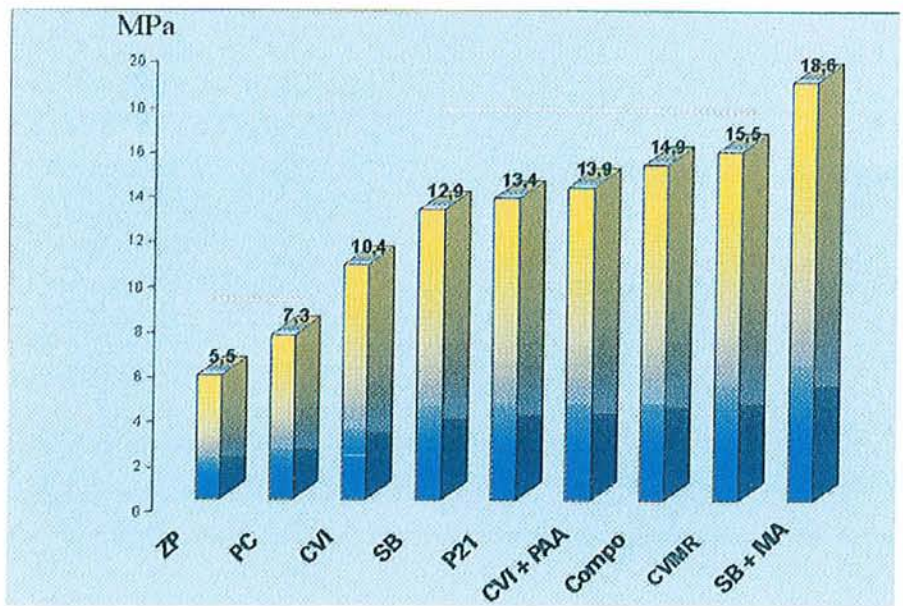


Fig. 35

Résultats du push-out test (test d'expulsion) (48)

ZP = ciment au phosphate de zinc (Zinc Cement®, SS White) ;

PC = ciment aux polycarboxylates (Durelon®, Espe) ;

CVI = ciment aux verres ionomères (Fuji I®, GC) ;

SB = résine adhésive non chargée (Superbond®, Morita) ;

P21 = résine adhésive chargée (Panavia 21®, Kuraray) ;

CVI + PAA = ciment aux verres ionomères (Fuji I®, GC) utilisé avec traitement de la dentine à l'acide polyacrylique (Dentin Conditioner®, GC) ;
Compo = compomère de scellement (Dyract Cem®, Dentsply) ;
CVIMR = ciment aux verres ionomères modifiés par adjonction de résine (Fuji Plus®, GC) ;
SB + MA = résine adhésive non chargée (Superbond®, Sun Medical) utilisée avec application de monomère activé sur le métal et la dentine.
Les colonnes sous la même barre ne diffèrent pas statistiquement.

Les ciments au phosphate de zinc (Zinc Cement®, SS White) et aux polycarboxylates (Durelon®, Espe) présentent la plus faible rétention de tous les matériaux testés. Le ciment aux verres ionomères (Fuji I®, GC) a une rétention supérieure à celle du ciment au phosphate de zinc. Elle augmente nettement lorsque la dentine est préalablement traitée avec une solution d'acide polyacrylique. Les valeurs sont alors comparables à celles des résines adhésives (Panavia 21®, Kuraray, et Superbond®, Sun Medical), du compomère de scellement (Dyract Cem®, Dentsply) et du CVIMR (Fuji Plus®, GC). La meilleure rétention est obtenue avec la résine non chargée (Superbond®, Sun Medical), à condition d'appliquer le monomère activé sur la dentine et sur le métal avant le collage. Ce traitement est indispensable pour obtenir les meilleures performances de cette résine. Ces résultats montrent le gain de rétention que procurent les matériaux alternatifs aux ciments au phosphate de zinc. Cependant, les

conditions de ce test sont idéales : pas de difficultés d'accès ou de manipulation, dentine coronaire saine... Les conditions cliniques sont bien souvent moins favorables. La dentine radiculaire diffère de la dentine coronaire. Les tubuli sont moins nombreux (60) ; il y a plus de dentine intertubulaire et de dentine sclérotique (20, 51). Les brides de résine formées par l'adhésif sont moins nombreuses, et la couche hybride est plus fine (20, 174). Globalement, c'est une dentine moins favorable à l'adhésion que la dentine coronaire (59).

Différentes études (20, 191, 192) ont comparé l'adhérence sur dentine coronaire et radiculaire. Les performances des systèmes adhésifs qui utilisent un mordançage à l'acide orthophosphorique semblent peu influencées par le substrat. En revanche, les systèmes automordançants fonctionnent moins bien au niveau de la dentine radiculaire. Les tests d'adhérence actuels ne sont peut-être pas assez sensibles pour révéler les différences d'adhérence entre deux substrats.

Dans les conditions cliniques, l'obturation du système endocanalaire utilise généralement des ciments endodontiques à base d'eugénol. Les groupements phénols peuvent perturber la polymérisation des résines. Si un collage de la reconstitution corono-radiculaire est envisagé, il est souhaitable de choisir un ciment endodontique avec un temps de prise court et de l'utiliser en faible quantité, afin de limiter la diffusion de l'eugénol à la dentine. Toutefois, un mordançage à l'acide orthophosphorique du logement intraradiculaire élimine le problème des résidus d'eugénol et permet de retrouver des valeurs d'adhérence identiques à celles d'un témoin non pollué par un ciment endodontique (140, 163). En revanche, les systèmes automordançants ont, dans ces conditions, une adhérence réduite de 20 % (141).

Outre la présence d'eugénol, les résidus de ciment d'obturation ou de ciment temporaire perturbent l'adhésion (89, 140). Le nettoyage du logement doit donc être très rigoureux.

La rétention des tenons métalliques est optimisée par un sablage à l'alumine qui crée des microrugosités et augmente la rétention mécanique par microclavetage. Certains tenons sont commercialisés déjà sablés (Optipost®, Komet). Lorsque le tenon doit être collé, un traitement au Rocatec® (Espe) est intéressant pour les tenons vendus non sablés. Il s'agit d'un sablage avec de l'alumine de 250 µm enrobée de silice. Le mécanisme d'action n'est pas totalement déterminé, mais le gain de rétention par rapport à un sablage classique est important et surtout durable dans le temps (47). Il faut noter que ces traitements sont à proscrire dans le cas de tenons fibrés car ils en détruisent la structure. On ne peut pas créer de rétentions micromécaniques sur ce type de tenons. Il faut impérativement les coller. Le Panavia 21® (Kuraray) et le Superbond® (Sun Medical) adhèrent correctement sur ces tenons (8). Des études complémentaires sont en cours afin de préciser l'adhérence des CVIMR sur les tenons fibrés.

6.2.2. Prévention des fractures :

Le tenon ne renforce pas la racine mais assure la rétention de la restauration (145). De multiples études ont montré le renforcement des structures dentaires restantes par collage (6, 8, 50, 72, 94, 121, 168). Les dernières évolutions des systèmes adhésifs permettent d'obtenir une résistance proche de celle de la dent intacte (8, 82, 121). Un collage efficace est donc capable de prévenir les fractures radiculaires. MENDOZA (94) a montré que, quel que soit le système adhésif choisi, la

racine résiste mieux quand le tenon est collé que lorsqu'il est scellé avec un ciment au phosphate de zinc.

En plus de renforcer les structures dentaires restantes, le matériau d'assemblage peut aider à prévenir les fractures en absorbant ou en répartissant les contraintes fonctionnelles de façon homogène. De ce point de vue, les résines non chargées (Superbond®, Sun Medical) sont très avantageuses. Lorsqu'une résine non chargée est choisie pour coller une reconstitution corono-radiculaire coulée (inlay-core), il est intéressant de créer un espacement important (fig. 36 à 41 [68]). Un joint épais de résine permet de mettre en jeu les propriétés visco-élastiques du matériau. Les contraintes sont ainsi mieux réparties et en partie absorbées par une déformation plastique de la colle. La baisse de rétention est compensée par les propriétés adhésives du matériau. Ce type de matériau résiste mieux aux phénomènes de fatigue que les ciments classiques (186).

Fig. 36

Fig. 37

Fig. 38

Fig. 39

Fig. 40

Fig. 41

Fig. 36 : empreinte des logements pour inlay-core.

Fig. 37 : une épaisseur importante d'espaceur est disposée sur le MPU afin d'assurer une couche épaisse de colle.

Fig. 38 : inlay-cores confectionnés sur le moulage de travail.

Fig. 39 : détail des tenons anatomiques.

Fig. 40 : inlay-cores collés avec une résine adhésive non chargée (Superbond®, Sun Medical).

Fig. 41 : détail du joint de colle.

Actuellement, seul le collage s'est montré efficace pour prévenir les fractures (fig. 42). Il est encore trop tôt pour savoir si le scellement adhésif avec les CVIMR peut avoir un rôle similaire, les propriétés visco-élastiques de ces matériaux étant encore mal connues (68).

Fig. 42 (68).
Inlay-core collé sur une dent présentant une fêlure vestibulaire qui a été comblée par la colle. La situation, stable un an après le collage, a permis la réalisation de la restauration finale.

6.2.3. Etanchéité :

De nombreux auteurs considèrent aujourd'hui que l'étanchéité coronaire est essentielle à la pérennité des traitements endodontiques (27, 61, 132, 135, 136, 154, 155, 164, 167, 168, 185). La qualité de la restauration coronaire apparaît même, dans certaines études, comme plus importante que la qualité du traitement endodontique. Ainsi, RAY et TROPE (120) ont montré l'absence de lésion périapicale dans 80 % des cas lorsque la restauration coronaire est satisfaisante contre 67 % des cas lorsque le traitement endodontique est correct. Ils ont obtenu l'absence de lésion périapicale radiologiquement visible dans 80 % des cas avec une qualité de restauration coronaire jugée satisfaisante, quelle que soit la qualité du traitement endodontique associée (satisfaisant, ou mauvais). En revanche, quand le traitement endodontique est satisfaisant, le taux de succès n'est que de 67 %, les restaurations coronaires associées pouvant être satisfaisantes ou non. Le meilleur taux de succès est obtenu avec un traitement endodontique correct associé à une bonne restauration coronaire (91,4 %). Pour VIRE (177), 60 % des échecs endodontiques sont imputables au manque d'étanchéité de la restauration finale. Idéalement, il faudrait réaliser une reconstitution corono-radiculaire étanche dans la même séance que le traitement endodontique (14).

Les ciments classiques au phosphate de zinc sont peu étanches, notamment parce qu'ils sont dénués de propriétés adhésives (fig. 43).

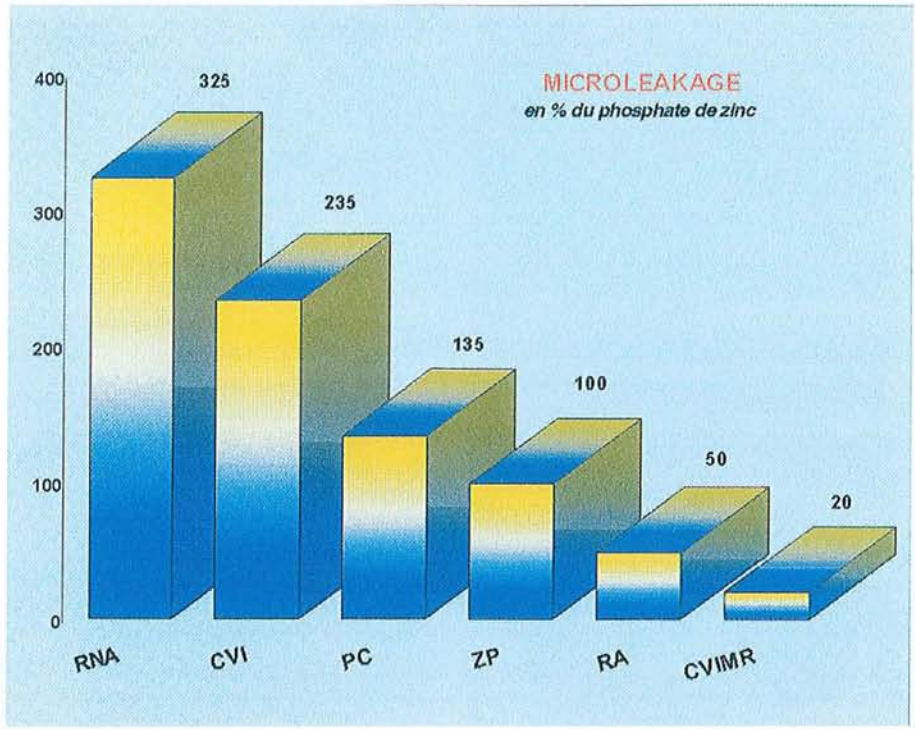


Fig. 43

Perte d'étanchéité des différents matériaux comparée à celle du ciment au phosphate de zinc (91, 160, 161, 184, 189).

ZP = ciments au phosphate de zinc ;

PC = ciments aux polycarboxylates ;

CVI = ciments aux verres ionomères (utilisés sans prétraitement dentinaire à l'acide polyacrylique) ;

RA = résines adhésives ;

RNA = résines non adhésives (utilisées sans systèmes adhésifs) ;

CVIMR = ciment aux verres ionomères modifiés par adjonction de résine.

Les composites de scellement utilisés sans système adhésif ne sont pas étanches. Par contre, utilisés avec un adhésif, ils présentent la même étanchéité que les résines adhésives et les CVIMR qui sont les plus étanches (61, 91, 153, 159, 160, 161, 184, 187, 188, 189). Dans ces études, les ciments aux verres ionomères sont utilisés sans prétraitement dentinaire

à l'acide polyacrylique. Cela peut expliquer leurs mauvaises performances en étanchéité.

L'adaptation de l'élément prothétique ne joue aucun rôle sur l'étanchéité (189). C'est le matériau d'assemblage qui a un rôle déterminant dans la prévention de la recontamination endodontique.

Le manque d'étanchéité d'un matériau d'assemblage peut être compensé par une activité bactéricide ou bactériostatique. Les CVIMR et les CVI sont les matériaux possédant la plus forte activité antibactérienne (37). Les ciments classiques au phosphate de zinc possèdent une activité bactériostatique satisfaisante du fait de leur pH compris entre 2 et 3. Les résines ont une activité antibactérienne très faible qui ne peut pas compenser un mauvais collage. L'utilisation de ces matériaux doit donc être très rigoureuse et effectuée dans de bonnes conditions cliniques car toute erreur est irréversible (68).

Leur bonne étanchéité et une activité bactéricide importante font donc des CVIMR des matériaux de choix dans la prévention de la recontamination endodontique par voie coronaire.

6.2.4. Manipulation :

La manipulation est un paramètre important dans le choix d'un matériau d'assemblage. Bien plus que le simple confort d'utilisation que procure tel ou tel matériau, la reproductibilité des performances est capitale : le matériau doit être peu sensible à la préparation et aux conditions cliniques (tableau 12) (68).

Nom	Fabricant	Type	Temps de travail (mn)	Temps de prise (mn)
Fleck's	Mizzy	ZP	3,5	7
Fuji I	GC	CVI	2	5
Ketac Cem	Espe	CVI	3,5	7
Vivaglass Cem	Vivadent	CVI	2,5	5,5
Fuji Plus	GC	CVIMR	2,5	5
EWT			3,5	6,5
Capsule			2	3,5
Vitremer	3M	CVIMR	2,5	10
Superbond	Morita	RA	1	10
Panavia 21	Kuraray	RA	4	1
Panavia F	Kuraray	RA	-	-
Duo Link	Bisico	Composite	3,5	8
Nexus	Kerr	Composite	4	10
Resin Cement	3M	Composite	3	6
Variolink II	Vivadent	Composite	4	15

Tableau 12.

Comparaison des temps de travail et de prise des différents matériaux (68).

Le matériau idéal est celui qui a un temps de travail long et un temps de prise court.

Les propriétés mécaniques, notamment la résistance à la compression, des ciments au phosphate de zinc sont très susceptibles aux variations du rapport poudre/liquide du mélange (18). Un mauvais respect des proportions poudre/liquide s'avère également catastrophique au niveau de la solubilité de ces ciments. En revanche, la mise en œuvre d'un scellement est simple et rapide. Elle peut s'adapter à des situations cliniques délicates où il est difficile de maintenir un champ opératoire correct pendant longtemps (fig. 44) (68).

Fig. 44 (68)

Situation clinique délicate où le champ opératoire est difficile à maintenir. Dans ce cas, un scellement avec un ciment au phosphate de zinc est choisi pour sa tolérance.

Les ciments aux verres ionomères sont sensibles à la balance hydrique, à la fois pendant et après la prise. Il faut généralement les protéger de la contamination hydrique par un vernis. Cette technique est difficile à mettre en œuvre pour des scellements d'éléments prothétiques. Une alternative consiste à laisser les excès, pendant 10 minutes, à l'abri de l'humidité (124, 171). Cette technique allonge considérablement le temps d'occupation au fauteuil. Notons également que la maîtrise de l'humidité au fond du logement canalaire est très difficile.

Les CVIMR sont nettement moins sensibles à la contamination hydrique immédiate (29). Ils constituent une évolution très appréciable qui limite les erreurs de mise en œuvre. Leur bonne rétention et leur bonne étanchéité en font des produits polyvalents. Les temps de travail et de prise peuvent être choisis selon la situation clinique. Leur manipulation est un peu plus complexe que celle d'un simple ciment de scellement mais reste simple (fig. 45 à 47 [68]). Toutefois, il faut leur

préférer un véritable collage lorsque le risque de fracture radiculaire est important (68).

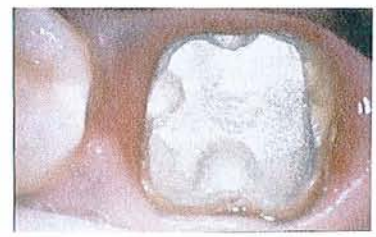


Fig. 45 Fig. 46 Fig. 47

Fig. 45 : situation clinique où un champ opératoire correct peut être obtenu, mais il est difficile à maintenir. De plus, s'agissant d'un tenon anatomique, il faut choisir un matériau offrant une bonne rétention.
Fig. 46 : l'option d'un scellement adhésif est retenu. Le matériau choisi est un CVIMR (Fuji Plus®, GC) conditionné en capsule prédosée pour un temps de prise plus court.
Fig. 47 : situation après scellement adhésif. Noter la position supragingivale des limites de la reconstitution préprothétique, garantissant l'absence de contamination lors de la prise.

Le Superbond® (Sun Medical), résine adhésive non chargée, est peu sensible au rapport poudre/liquide. Il tolère des variations de 30 % sans altération de propriétés (104). Cette tolérance a un intérêt pratique important : l'utilisation de 5 gouttes de monomère au lieu de 4, pour une dose de poudre, permet d'augmenter le temps de travail trop court de ce matériau. La quantité de monomère activé est suffisante pour permettre d'en appliquer sur la pièce prothétique et sur la dentine sans devoir préparer un nouveau mélange (68).

Nous allons résumer les principales propriétés des matériaux d'assemblage par l'intermédiaire d'un tableau (tableau 13).

	Rétention	Prévention des fractures	Etanchéité	Facilité d'utilisation
ZP	- -	- -	- -	+ + +
CVI	+ +	-	+/-	+
CVIMR	+ + +	+/-	+ + +	+
RA	+ + +	+ + +	+ + +	- -

Tableau 13.
Récapitulatif des principales propriétés des matériaux d'assemblage (68).

6.3. Conclusion :

L'utilisation du collage offre donc de nombreux avantages mais présente un risque majeur qui est la très forte sensibilité à la mise en œuvre de cette technique (44, 50). L'expérience des techniques adhésives que possède l'opérateur est déterminante pour le succès de ces matériaux. Il est par conséquent prudent de limiter l'emploi de matériaux de collage à des secteurs facilement accessibles, où l'on peut maintenir un champ opératoire correct (fig. 48 et 49 [68]).

Fig. 48
Radiographie d'une situation clinique où la racine est très courte. Il persiste peu d'obturation endodontique pour prévenir une recontamination ; les parois radiculaires sont fines. Le matériau d'assemblage doit offrir un maximum de rétention, une très bonne étanchéité et prévenir une fracture radiculaire.

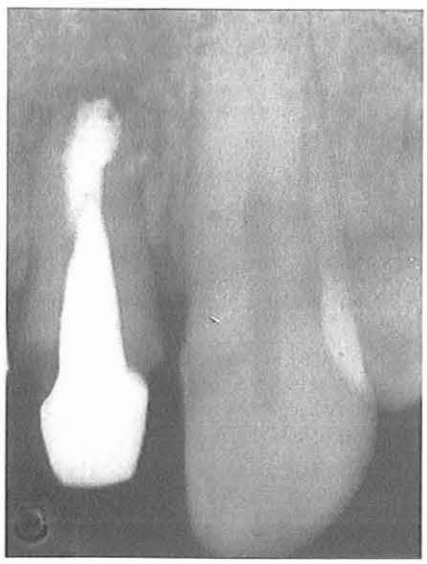


Fig. 49
La reconstitution choisie est un inlay-core à tenon anatomique collé avec une résine adhésive (Superbond®, Sun Medical). La facilité d'accès (incisive maxillaire) et la largeur du logement pour tenon ont permis le respect du protocole d'utilisation de ce matériau.

Une mauvaise maîtrise des protocoles de mise en œuvre est sanctionnée par une faible rétention et un manque d'étanchéité qui compromettent rapidement la restauration. Ainsi, lorsque les conditions d'accès ne sont pas idéales le Panavia 21® est préférable. C'est une colle automordançante plus facile d'utilisation (fig. 50 à 52) (68).

Fig. 50
Situation clinique avec un champ opératoire idéal mais des logements intraradiculaires étroits, difficiles d'accès sur toute leur longueur.

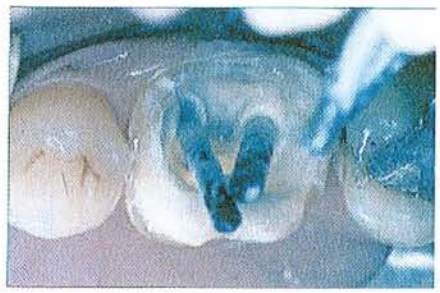


Fig. 51
Le matériau choisi est une résine adhésive chargée automordançante (Panavia 21®, Kuraray). Le système automordançant facilite la manipulation à l'intérieur des logements étroits.

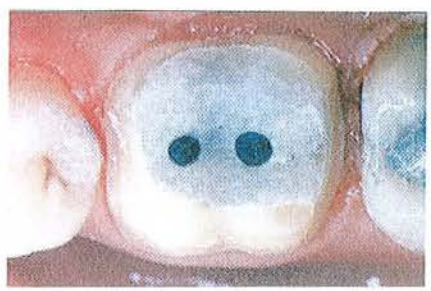


Fig. 52
Restauration terminée. Noter les limites supragingivales de la reconstitution corono-radiculaire.

Il n'existe malheureusement pas de matériau permettant de subvenir à toutes les situations cliniques. Il faut analyser chaque situation pour déterminer les principales propriétés que doit posséder le matériau d'assemblage.

Les CVIMR offrent actuellement un très bon compromis entre efficacité et simplicité de manipulation. Les résines adhésives ont certainement les meilleures propriétés physico-chimiques mais sont plus délicates d'emploi (68).

7. Réalités cliniques :

L'objectif de ce chapitre est d'essayer de dégager, dans un premier temps, les indications et les contre-indications des deux grands types de reconstitution corono-radiculaire (coulées et foulées) en fonction de la clinique. Pour ce faire, nous nous appuierons sur les différentes conclusions des parties précédentes ; dans un second temps, nous aborderons l'aspect esthétique des reconstitutions corono-radiculaires qui prend une place de plus en plus importante dans notre exercice quotidien.

7.1. Rappels des différences entre dents antérieures et dents postérieures :

Nous avons vu précédemment (voir 1.) que les dents antérieures et les dents postérieures avaient des anatomies et des fonctions différentes.

7.1.1. Les dents antérieures :

Elles ont une anatomie canalaire apte à recevoir un tenon radiculaire. Les contraintes qu'elles subissent lors de la fonction (guidage antérieur) et la destruction importante dont elles sont souvent victimes imposent, dans la plupart des cas, le recours à un inlay-core qui présente des caractéristiques mécaniques suffisantes pour répondre aux contraintes fonctionnelles (voir 1.) (130).

7.1.2. Les dents postérieures :

Elles ont une anatomie radiculaire moins favorable que les dents antérieures pour recevoir un tenon radiculaire. Elles travaillent en compression et le guidage antérieur les protège lors de la mastication. Les contraintes qu'elles subissent sont donc moins importantes que celles des dents antérieures (voir 1.). Le recours à tel ou tel type de reconstitution corono-radiculaire va alors dépendre de l'étendue de la perte tissulaire.

7.2. Reconstitutions corono-radiculaires foulées :

Nous avons vu (voir 5.) que les matériaux de reconstitution coronaire de choix sont les amalgames et surtout les résines composites.

7.2.1. Indications :

Le mode de reconstitution faisant appel aux matériaux foulés reste techniquement le plus simple, le moins mutilant, le moins coûteux et le plus facilement démontable lorsque cela est nécessaire.
Il est réservé aux faibles délabrements coronaires des dents postérieures supragingivaux lorsque l'adaptation prothétique peut se faire nettement au-delà de la jonction dent matériau (130), mais il peut également s'appliquer aux délabrements coronaires faibles des dents antérieures supragingivaux, tout en restant très prudent (voir Considérations pour les dents antérieures et 194).

7.2.2 Contre-indications :

Les principales contre-indications des reconstitutions corono-radiculaires foulées sont les suivantes :

- les tenons radiculaires préfabriqués sont souvent inadaptés à l'anatomie canalaire (130) ;
- l'étanchéité de la reconstruction est très peu fiable lorsque la limite de la cavité est juxta- ou sous-gingivale (130) ;
- les techniques de collage sont difficiles à mettre en œuvre compte tenu de la difficulté d'isoler le champ opératoire et des contraintes anatomiques qui empêchent une bonne préparation des surfaces dentinaires (130) ;
- les variations dimensionnelles conséquentes à la prise du matériau (dilatation thermique, contraction, expansion de polymérisation) sont responsables de la dégradation du joint. Elles seront d'autant plus importantes que la reconstitution est volumineuse (130) ;
- en ce qui concerne les résines composites, on peut noter d'autres contre-indications (19) :
  - les dents reconstituées destinées à subir un meulage important pour rattraper le parallélisme ;
  - les reconstitutions coronaires non situées dans l'axe de la racine (le tenon ne peut pas transfixer le composite) (fig. 53) ;
  - les reconstitutions présentant une hauteur coronaire faible ;
  - le bruxisme qui soumet l'infrastructure à un martèlement soutenu.

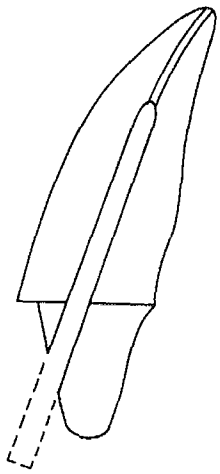


Fig. 53 (19).
Les axes coronaire et radiculaire
ne coïncident pas.

7.3. Reconstitutions corono-radiculaires coulées :

La reconstitution par inlay-core ou faux moignon coulé est sans doute la technique la plus longue et la plus complexe à mettre en œuvre (voir 4.).

7.3.1. Indications :

Les reconstitutions corono-radiculaires coulées permettent de répondre aux situations cliniques les plus variées (130) :

- restaurer les dents présentant des délabrements carieux ou traumatiques importants, ayant éventuellement des limites juxta- ou sous-gingivales, les dents de petits volumes, avec des conditions occlusales particulières (rotation, égression) ou soumises à des conditions fonctionnelles importantes (dents antérieures) ;
- éviter les risques de corrosion en utilisant un même alliage très électropositif (alliages précieux type 3 ou 4) ou passif (titane, alliage non précieux base nickel-chrome) ;

• corriger le parallélisme des piliers dans le cadre des grandes reconstitutions prothétiques ou redresser l'axe d'une dent (193) ;

• réaliser une prothèse adaptée à une situation particulière : séparation des racines d'une dent pluriradiculée dont la furcation est atteinte par la maladie parodontale, racine résiduelle après amputation, ... (fig. 54a et b [130]) ;

• prévoir des reconstitutions adaptées aux moyens d'ancrage dans le cas des reconstructions mixtes.

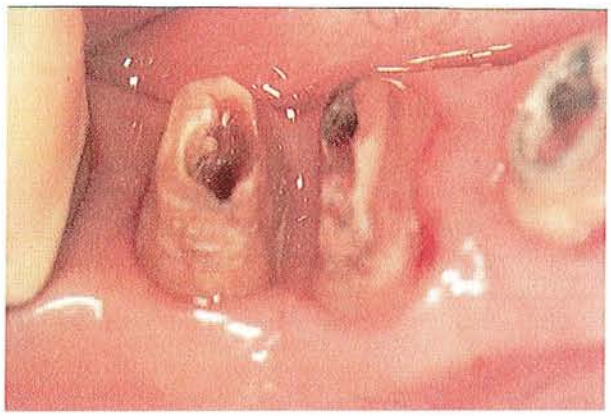


Fig. 54a
Séparation radiculaire sur une molaire mandibulaire.

Fig. 54b
La reconstruction de cette molaire mandibulaire n'est possible qu'au moyen de pièces coulées.

7.3.2. Contre-indications :

Il n'y a pas de réelles contre-indications pour les reconstitutions corono-radiculaires coulées. La critique essentielle formulée à l'égard de cette technique réside dans la rigidité excessive de la pièce coulée par rapport aux tissus dentaires dans lesquels on souhaite l'intégrer. Ce qui explique, pour ISIDOR et BRONDUM (73), la plus grande résistance aux forces intermittentes des dents reconstituées avec des tenons préfabriqués et un composite par rapport aux tenons coulés. Mais l'analyse par la méthode des éléments finis montre que lorsqu'il est bien conçu, l'inlay-core ne fragilise pas mais renforce l'organe dentaire en distribuant harmonieusement les contraintes (113, 114).

7.3.3. Remarques sur la couronne RICHMOND :

7.3.3.1. Définition :

C'est l'une des techniques de reconstruction les plus anciennes. La couronne de substitution est solidaire du tenon radiculaire (130).

7.3.3.2. Indications :

Les indications de ce type de reconstitution corono-radiculaire sont très peu nombreuses (130) :

- reconstitutions corono-radiculaires unitaires sur les incisives mandibulaires. En effet, de par leur faible

diamètre (voir 1.), il n'est pas toujours possible d'élaborer en deux étages une prothèse cosmétique ;

• reconstitutions corono-radiculaires dans les cas où l'on dispose d'une faible hauteur coronaire.

7.3.3.3. Contre-indications :

Ce type de reconstitution présente de nombreux inconvénients (130) :

• les contraintes enregistrées par la prothèse sont transmises directement au tenon solidaire ce qui, à terme, peut être responsable du descellement de l'élément ;

• l'empreinte doit enregistrer en même temps les préparations canalaire et périphérique avec des limites très précises aussi bien pour l'une que pour l'autre ;

• l'utilisation d'un revêtement compensateur pour limiter la contraction de solidification des pièces coulées est la règle pour les couronnes coulées. Il paraît cependant souhaitable de limiter l'expansion thermique du revêtement dans le cas d'un tenon, la contraction de solidification donnant ainsi une pièce légèrement sous-dimensionnée, pouvant s'insérer sans contrainte dans le logement canalaire. Ce qui n'est pas souhaitable pour la partie coronaire d'une couronne RICHMOND (défaut d'adaptation marginale, insertion incomplète,...) qui requiert les mêmes impératifs qu'une couronne classique, à savoir, une expansion thermique du revêtement plus importante que pour le tenon.

7.4. Scellement et collage :

Ce ne sont pas des techniques antagonistes mais des techniques complémentaires.

7.4.1. Scellement :

Comme nous l'avons vu précédemment (voir 6.), il existe deux grands types de ciment de scellement :

- ciments classiques : phosphates de zinc et polycarboxylates ;
- ciments aux verres ionomères : ciments aux verres ionomères classiques (CVI) et ciments aux verres ionomères modifiés par adjonction de résine (CVIMR).

7.4.1.1. Ciments de scellement classique :

Leurs inconvénients majeurs sont (voir 6.) :

- le manque de rétention ;
- le manque de prévention des fractures ;
- le risque de recontamination endodontique par voie coronaire du fait de leur faible étanchéité, malgré l'activité bactériostatique des ciments au phosphate de zinc.

Toutefois, ils sont d'une grande facilité d'utilisation, ce qui leur confère certaines indications (voir 6.) :

- scellement de reconstitutions corono-radiculaires unitaires dont les limites sont juxta- ou sous-gingivales ;

- scellement de reconstitutions corono-radiculaires plurales.

Notons également que la réintervention est aisée (46).

7.4.1.2. Ciments de scellement aux verres ionomères :

Ils présentent de nombreux avantages (voir 6.) :

- étanchéité accrue (surtout pour les CVIMR) ;
- pouvoir adhésif important (surtout pour les CVIMR) ;
- propriétés cariostatiques (46) ;
- réintervention aisée (46).

Toutefois, l'inconvénient majeur de ces ciments est leur temps de prise relativement rapide (68) et dans le cas des CVI une sensibilité importante à la balance hydrique (voir 6.).

7.4.1.3. Conclusion :

Dans la plupart des situations cliniques, on utilisera, en matière de scellement, un ciment aux verres ionomères (CVIMR qui offrent un très bon compromis entre efficacité et simplicité d'utilisation [voir 6.]), tout en préférant un scellement au phosphate de zinc pour les reconstitutions corono-radiculaires plurales de grande étendue. Notons toutefois que les CVIMR n'ont pas le même recul clinique que les ciments au phosphate de zinc.

7.4.2. Collage :

De nombreuses colles peuvent être utilisées. Le collage présente de nombreux avantages (voir 6.) :

- rétention accrue ;
- prévention des fractures ;
- étanchéité accrue ;
- esthétique (46).

Cependant, cette technique est très sensible à la mise en œuvre, et ne peut donc pas être utilisée dans des situations juxta- ou sous-gingivales, où l'humidité est difficile à contrôler aussi bien à l'extérieur qu'à l'intérieur du logement canalaire (voir 6.). Notons également que la réintervention sur ce type de technique est plus difficile (46), voire quasi impossible et que le recul clinique est peu important.

7.5. Considérations esthétiques :

Elles visent, avant tout, les dents antérieures qui sont le support du sourire et de la personnalité. C'est pourquoi nous nous limiterons à la restauration des dents antérieures dépulpées : quels choix pour une esthétique optimale ? (194). En effet, les développements toujours plus rapides de la technologie offrent un éventail très large de possibilités (fig. 55) ; le but de ce chapitre est d'essayer de mettre en exergue les critères de choix thérapeutiques en fonction des situations cliniques les plus rencontrées.

Fig. 55 (194).
Différents types de reconstitution corono-radiculaire et de couronnes esthétiques.

7.5.1. Couronnes :

En matière d'esthétique, on dénombre trois grands types de couronnes actuellement (28, 166) :

- la couronne céramo-métallique (CCM) ;
- la couronne céramo-métallique à armature réduite ;
- la couronne entièrement en céramique.

Les couronnes céramo-métalliques ont déjà une longue histoire de succès cliniques. Elles ont rendu de grands services autant sur le plan fonctionnel qu'esthétique. Cependant, leur armature métallique ne laisse pas passer la lumière et ces couronnes présentent une certaine opacité (194).

Pour tenter de résoudre le problème de la zone grise cervicale et favoriser la circulation de la lumière dans la zone gingivale, le céramiste suisse W. GELLER a proposé, dans les années 80, la technique de chape à armature réduite (166). Un peu plus tard, les couronnes entièrement en céramique à haute résistance mécanique ont apporté une solution esthétique encore plus favorable, surtout sur dents vivantes. Elles

apportent une translucidité supérieure à celle des CCM, particulièrement lorsqu'elles sont utilisées sur une reconstitution sous-jacente non métallique (fig. 56a, b, c [194]).

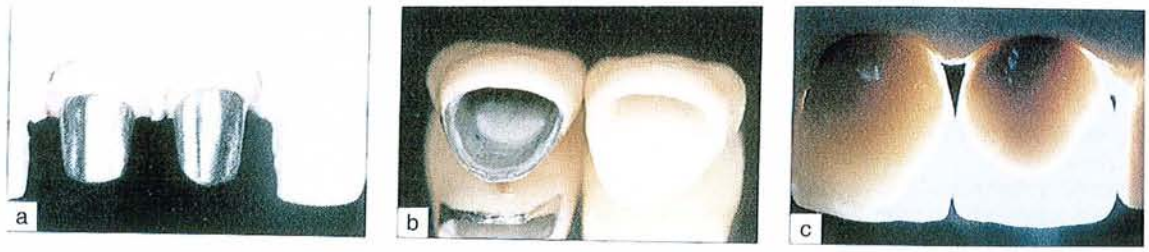


Fig. 56

Fig. 56a, b,c : deux inlay-cores métalliques coiffés d'une couronne céramo-métallique à armature réduite et d'une couronne céramique. La lumière est bloquée par le métal de l'inlay-core pour les deux types de couronne.

7.5.2. Reconstitution corono-radiculaire :

Chaque couronne est indissociable d'une reconstitution corono-radiculaire qui assure la rétention et la résistance sans compromettre le résultat esthétique (28, 149) :

- reconstitution directe foulée ;
- inlay-core à vocation esthétique (31, 42) ;
- inlay-core métallique.

Dans le cas des faibles pertes de substance, une reconstitution directe (corono-radiculaire foulée) est possible. Le matériau de reconstitution est un composite qui répond aux exigences mécaniques demandées. Il est foulé dans la cavité et nécessite l'utilisation d'un tenon, indispensable dans le secteur antérieur (118). Lorsque le délabrement est

trop important, une technique indirecte (corono-radiculaire coulée) doit être réalisée.

Un inlay-core esthétique utilise non pas un matériau métallique mais des matériaux comme le zircone, la céramique renforcée à la leucite, l'alumine ou les composites de laboratoire (149). Cela apporte un léger éclaircissement de la teinte de la racine, ce qui peut être utile lorsque la gencive est très fine (fig. 57 à 60 [194]).

Fig. 57
L'inlay-core métallique influence légèrement la teinte de la racine qui apparaît un peu plus grise.

Fig. 58
Intérêt de la reconstitution esthétique. La racine conserve sa couleur naturelle. Il s'agit dans ce cas d'un inlay-core réalisé avec un tenon fibré et du composite de laboratoire.

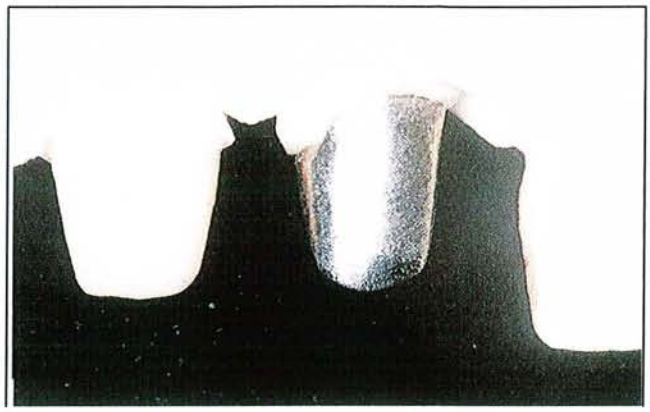


Fig. 59
Inlay-cores positionnés sur le modèle en plâtre.

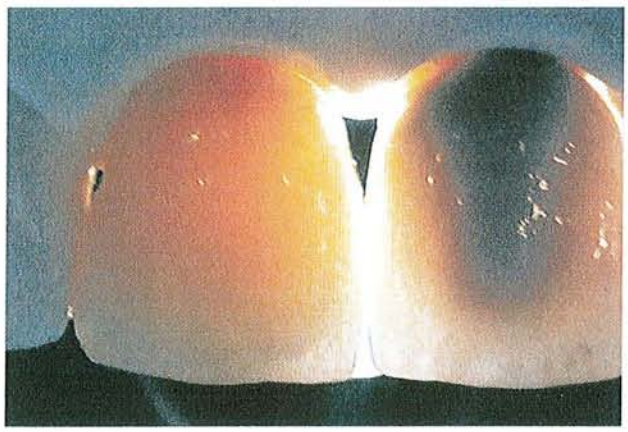


Fig. 60
La lumière circule totalement à travers la couronne céramo-métallique sur l'inlay-core sans métal, à gauche.

7.5.3. Décision thérapeutique :

Trois paramètres majeurs sont à considérer (194) :

- le délabrement corono-radiculaire de la dent ;
- les exigences esthétiques spécifiques du cas clinique et du patient (teinte, type de gencive, caractérisations) ;
- les problèmes de biocompatibilité, de corrosion et d'allergie (voir 3.) (4).

Le tableau 14 suivant résume les différentes situations cliniques et les choix thérapeutiques associés (194) :

Situations cliniques	Esthétique et corrosion	Cas classique
• Dent peu délabrée • Collier périphérique dentinaire d'au moins 1 mm d'épaisseur et de plus de 1,5 mm de hauteur	• Tenon fibré esthétique + composite • Couronne céramique	• Tenon fibré (carbone ou autre) + composite • Couronne céramique ou CCM
• Dent moyennement délabrée • Collier périphérique peu épais mais plus de 1 mm de hauteur résiduelle • La structure est antirotationnelle	• Inlay-core indirect : tenon fibré + composite de laboratoire ou inlay-core alumine claveté • Couronne tout céramique ou CCM à armature réduite	• Inlay-core • Couronne céramique ou CCM
• Dent très délabrée • Limites sous-gingivales • Absence de structures antirotationnelles	• Inlay-core traditionnel ou céramisé • CCM à armature réduite	• Inlay-core • CCM avec un sertissage périphérique

Tableau 14 (194).

7.5.3.1. La dent est peu délabrée :

Les structures anatomiques coronaires et radiculaires forment le guide majeur dans la décision thérapeutique. Lorsqu'il reste, après préparation du logement canalaire, un collier périphérique de dentine suffisant (au moins 1 mm d'épaisseur et environ 2

mm de hauteur) sur toute la circonférence et que la limite de ce collier périphérique est à distance du parodonte marginal (plus de 1 mm), on réalise le moignon prothétique par technique directe (81, 98).

Le tenon choisi doit répondre aux critères mécaniques et esthétiques (voir 5.). Les tenons en zircone sont à éviter parce qu'ils sont trop rigides et très difficiles à retirer (49, 118). On utilise des tenons en carbone depuis les années 80. Ils répondent parfaitement aux critères mécaniques (voir 5.) mais donnent une légère ombre grise qui peut influencer la teinte de la racine si le parodonte est très fin (53, 54, 62, 149). Pour pallier cet inconvénient, de nouveaux tenons ont été mis sur le marché récemment. Il s'agit de tenons en résine époxy et en fibres de verre, de silice ou de quartz (ex. : Luscent®, Dentatus ; Endo-light post®, Bisico ; Parapost®, Coltène Whaledent). Ils possèdent des modules d'élasticité plus proche de celui de la dentine (118). On les utilise avec des colles qui donnent des valeurs d'adhérence suffisantes pour assurer la rétention de la supra-structure lorsqu'elles sont associées à des adhésifs amélo-dentinaires, garants de l'étanchéité (voir 6.). La partie coronaire est reconstituée avec un matériau composite (fig. 61a à f [194]).

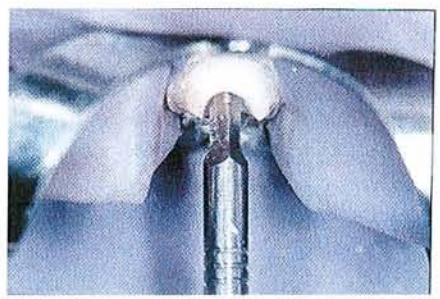


Fig. 61a
Reconstruction par technique directe. La dent est peu délabrée. On prépare le logement avec un foret adapté à la taille du canal radiculaire.

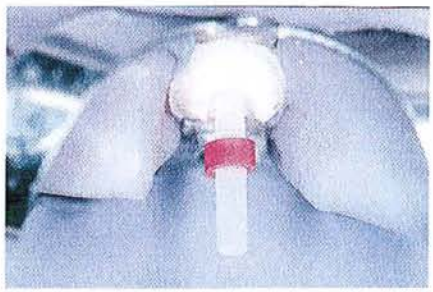


Fig. 61b
Le tenon fibré est essayé et ajusté (Luscent Anchors®, Dentatus).

Fig. 61c
Le tenon est collé avec une résine dual-cure (Nouveau Panavia F®, chémo- et photopolymérisable)

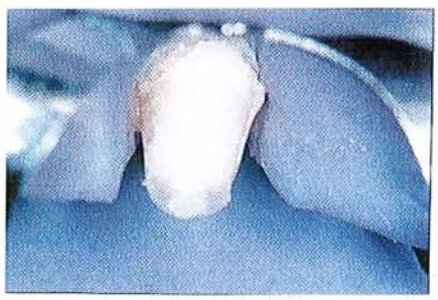


Fig. 61d
Le matériau composite est appliqué avec un moule transparent.

Fig. 61e
Pour terminer la préparation de la dent, un large congé périphérique est réalisé.

Fig. 61f
Résultat final le jour du scellement au ciment verre-ionomère (Fuji Plus®, GC).

7.5.3.2. La dent est délabrée :

Les limites dentinaires restent à distance du parodonte marginal (plus de 1 mm), et la forme générale du logement corono-radiculaire est antirotationnelle. La technique directe de reconstitution n'est plus indiquée. Cependant, on peut encore réaliser un moignon corono-radiculaire de façon indirecte qui répond aux critères esthétiques et mécaniques.

Les règles de préparation canalaire sont guidées par l'économie tissulaire. On évide au minimum le canal afin de ne pas fragiliser plus la racine (31, 42, 149). S'il reste des parois de dentine suffisamment résistantes, on utilise un tenon en carbone ou en fibres de verre (ou quartz)/époxy que le prothésiste de laboratoire associe à un inlay-core en alumine-zircone (In-Ceram®, Vita) ou en composite de laboratoire. Ces tenons ont les propriétés physico-mécaniques requises pour absorber les chocs et résister à la fatigue. De plus, ils sont faciles à retirer. La restauration est d'un meilleur pronostic si le tenon n'est pas en contact direct avec la couronne sus-jacente (194).

Les tenons en fibres de verre (ou silice ou quartz)/époxy ont été fabriqués pour améliorer le résultat esthétique mais leur efficacité n'est réelle que dans le cas de gencives fines. Les tenons en carbone peuvent être utilisés dans toutes les autres situations cliniques (118).

Plus la dent est délabrée, plus il faut faire appel au collage pour assurer la rétention (48). Ce collage sur la dentine d'une dent dépulpée est difficile car la dentine est moins perméable et les tubuli sont moins nombreux (voir 6.). Il faut utiliser un système adhésif adapté à l'humidité présente dans un canal. Pour cela, les systèmes automordançants

donnent des résultats satisfaisants (ex. : Panavia F®, Kuraray) (voir 6.) (48).

Le choix entre la couronne entièrement en céramique et la CCM à armature réduite dépend des critères déjà cités (teinte, corrosion) et de l'habilité du prothésiste dans l'une ou l'autre de ces techniques (fig. 62a à c [194]).

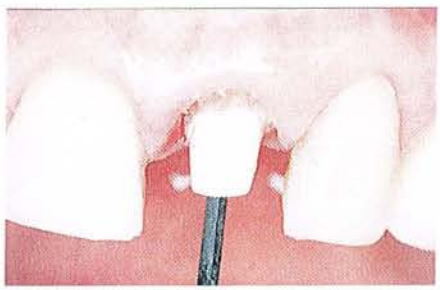


Fig. 62a
La dent est partiellement délabrée. On réalise un inlay-core en zircone, claveté avec un tenon fibré (C-Post®, Bisco).

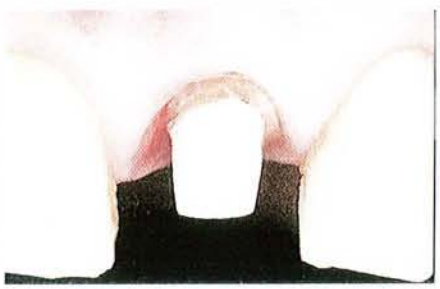


Fig. 62b
Le tenon et son inlay-core sont scellés au ciment verre-ionomère (Fuji Plus®, GC).

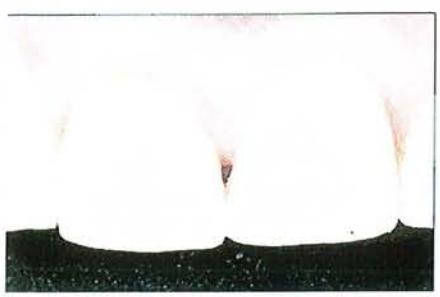


Fig. 62c
Une couronne céramo-céramique (laboratoire Marc Leriche) est scellée sur l'inlay-core. Noter l'illumination correcte de la gencive marginale.

7.5.3.3. La dent est très délabrée :

Il n'y a pas assez de support dentinaire dans la zone cervicale, et une partie des limites est juxta- ou sous-gingivale.

Si on utilise un tenon fibré (carbone ou autre), les contraintes exercées pendant la mastication risquent de provoquer une fracture de la dent à l'extrémité du tenon. Ces conditions cliniques sont assez défavorables au collage et nécessitent un sertissage périphérique de la limite de préparation (81, 98).

L'inlay-core est indispensable avec un tenon métallique parce qu'il supporte mieux que les tenons fibrés les contraintes obliques soutenues par une dent antérieure. On a essayé de céramiser ces moignons pour améliorer le résultat esthétique mais le moignon métallique sous-jacent risque d'être visible sous la couronne tout céramique. Lorsque l'esthétique est primordiale (teinte claire, gencive fine), ce type d'inlay-core offre au céramiste un peu plus d'espace pour réaliser la stratification (194).

Le collage est délicat dans ces conditions cliniques où l'excès d'humidité est difficile à contrôler (voir Scellement et collage). On utilise une colle chémopolymérisable aux propriétés adhésives intrinsèques (ex. : Superbond®, Morita ; Panavia F®, Kururay). Le scellement de l'inlay-core et de la couronne est d'une réalisation plus facile qu'un collage. Les meilleures valeurs d'adhérence ont été obtenues avec des ciments verres ionomères renforcés à la résine (Fuji Plus®, GC ; Vitremer Cem®, 3M) (48).

Dans cette situation clinique de fort délabrement, pour obtenir un résultat esthétique, l'indication la plus favorable est la CCM à armature réduite (fig. 63 et 64 [194]).

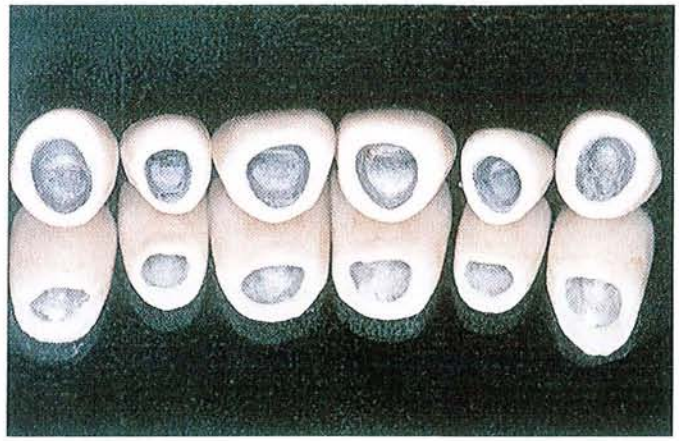


Fig. 63
Les CCM à armature réduite offrent la possibilité de réaliser un joint céramique-dent à 360°.

Fig. 64
Les CCM à armature réduite rétablissent correctement la fonction et l'esthétique (laboratoire Jacques Wagner).

7.5.4. Conclusion :

La reconstitution des dents antérieures dépulpées pose un défi au chirurgien-dentiste. L'observation et l'analyse clinique ainsi que la mise à jour de la connaissance des nouveaux matériaux sont indispensables à la décision thérapeutique. Les tenons fibrés apportent des réponses aux contraintes mécaniques exercées sur la dent dépulpée mais ils ne sont pas utilisables lorsque la dent est très délabrée. Les couronnes entièrement en céramique améliorent la transmission de la lumière surtout si le support sous-jacent contribue à l'esthétique. La couronne céramo-

métallique garde toutefois de nombreuses indications ; elle n'est pas encore obsolète et satisfait très souvent les exigences esthétiques du patient et du clinicien (194).

7.6. Considérations extrinsèques :

Nous avons traité, dans les chapitres précédents, l'observation clinique intrinsèque, c'est-à-dire l'ensemble des paramètres concernant la dent dans son entité. Cependant, dans la pratique quotidienne du chirurgien dentiste, il est important de ne pas négliger l'observation clinique extrinsèque, c'est-à-dire l'ensemble des paramètres environnementaux. En effet, les observations cliniques intrinsèque et extrinsèque sont fortement liées et semblent être à elles seules les garantes de nos thérapeutiques.

7.6.1. La salive :

Chez la plupart des patients, la salive se trouve en quantité suffisante. Cependant, dans certains cas, elle peut être trop abondante : c'est le phénomène d'hypersalivation.

Nous avons vu précédemment que la pérennité des reconstitutions corono-radiculaires passait par le maintien d'un champ opératoire correct, c'est-à-dire sans aucun fluide, surtout lors d'un collage ou d'un scellement au ciment verre ionomère. On comprend aisément que dans le cas d'hypersalivation, où il est, de plus, impossible de poser la digue, il semble très difficile d'y parvenir malgré toutes les précautions prises. Ceci s'applique surtout à la mandibule.

7.6.2. La langue :

La langue occupe une place centrale dans la bouche, surtout au niveau de la mandibule. Chez la plupart des patients, la langue est de taille moyenne. Cependant dans certains cas, elle peut présenter une taille exagérée : c'est ce qu'on appelle une macroglossie.

Il est certain que si l'on doit réaliser une reconstitution corono-radiculaire au niveau de la mandibule en présence d'une macroglossie, notre geste sera beaucoup moins aisé en cas de reconstitution en méthode directe.

7.6.3. L'ouverture buccale :

L'ouverture buccale est permise par les articulations temporo-mandibulaires et incarne cliniquement la distance entre les arcades dentaires supérieure et inférieure. Chez la plupart des patients, cette ouverture buccale est représentée par une distance moyenne, mais quelque fois elle peut être fortement diminuée. Cette limitation d'ouverture buccale peut être physiologique ou pathologique (due à une luxation discale irréductible, une arthrose, un blocage, ...). On peut alors trouver, associée ou non à ce phénomène, une fatigue prématurée des articulations temporo-mandibulaires obligeant le patient à fermer la bouche fréquemment afin de reposer ses articulations temporo-mandibulaires, ou tout simplement une impossibilité d'ouvrir assez la bouche.

Il est certain que, dans ces deux contextes, la reconstitution en méthode directe sera impossible au niveau des dents postérieures.

7.6.4. La situation de la dent sur l'arcade :

Plus on s'approche des dents postérieures, plus la complexité de la reconstitution corono-radiculaire augmente. Ceci s'applique en particulier à la mandibule pour les deuxièmes molaires.

7.6.5. L'aspect psychologique du patient :

Il est nécessaire de connaître son patient sur le plan psychologique afin de ne pas risquer un échec de la thérapie prothétique.

En cela, il faut établir la relation praticien - patient, c'est-à-dire réussir à instaurer le contact, une relation de confiance entre le soignant et le soigné.

7.6.6. La coopération du patient :

Coopération et aspect psychologique du patient sont deux phénomènes liés. En effet, si on réussit à bien cerner la personnalité du patient et à instaurer une relation de confiance, on peut alors prétendre à une totale coopération de ce dernier, et obtenir son investissement à chaque étape prothétique. Ceci quels que soient les événements pouvant survenir dans sa vie.

Il faut donc considérer le patient sur les plans physiologique et psychologique, et ne pas seulement s'attarder sur la ou les dents à traiter.

7.6.7. Conclusion :

Nous pouvons donc conclure que l'observation clinique extrinsèque est à prendre en compte. En effet, chaque patient a ses particularités qu'il faut considérer sous peine de risquer l'échec thérapeutique prothétique.

En cela, on peut dire qu'il existe des facteurs extrinsèques limitants de l'acte prothétique :

- une hypersalivation ;
- une limitation de l'ouverture buccale ;
- une macroglossie ;
- une position très postérieure de la ou des dents à traiter ;
- un aspect psychologique défaillant du patient ;
- une mauvaise coopération du patient.

Conclusion :

Les conditions anatomiques et fonctionnelles semblent imposer (au niveau coronaire) et permettre (au niveau radiculaire) l'utilisation d'un ancrage radiculaire au niveau des dents antérieures, et ne pas nécessiter (au niveau coronaire) voir contre-indiquer (au niveau radiculaire) l'utilisation d'un ancrage radiculaire au niveau des dents postérieures. Cependant, une rétention radiculaire peut s'avérer nécessaire si le délabrement coronaire est trop important au niveau des dents postérieures.

Le tenon radiculaire est-il indispensable ?

La présence d'un tenon radiculaire est à l'origine d'un certain nombre de fractures radiculaires, car il a tendance à fragiliser les racines. Il sert de rétention à la reconstitution coronaire lorsque les parois axiales dentinaires sont fragiles ou largement détruites. Dans ce cas, il doit être de faible diamètre et posséder une extrémité conique.

Alors, où et quand le tenon est-il nécessaire ?

- Il est nécessaire au niveau des dents antérieures maxillaires dépulpées, car l'épaisseur des parois axiales dentinaires résiduelle est inférieure à 1 mm, une fois les préparations endodontique et prothétique effectuées.
- Il est nécessaire au niveau des dents postérieures dépulpées trop délabrées par la carie, c'est-à-dire lorsque le nombre de parois résiduelles coronaires est très faible voire nul.

Mais alors quel type de reconstitution corono-radiculaire en fonction de telle ou telle situation clinique ?

• Pour les dents antérieures, on s'oriente vers une reconstitution corono-radiculaire coulée dans la plupart des cas, tout en privilégiant une technique foulée, lorsque la clinique le permet, pour tenter de rester le plus esthétique possible. Ceci avec ancrage radiculaire.

• Pour les dents postérieures, le type de reconstitution va dépendre du délabrement coronaire :

– délabrement coronaire faible (4 parois voire 3 parois résiduelles éventuellement) : reconstitution coronaire foulée au composite ou à l'amalgame sans tenon radiculaire, car le coffrage du matériau de reconstitution coronaire est possible ;

– délabrement coronaire plus important : reconstitution coronaire foulée au composite ou à l'amalgame avec tenon radiculaire, car les parois résiduelles ne permettent plus un coffrage du matériau de reconstitution coronaire ;

– délabrement coronaire trop important : reconstitution corono-radiculaire coulée, car il n'existe plus de paroi résiduelle.

Il est donc indubitable que l'observation clinique intrinsèque et extrinsèque joue un rôle très important dans le choix de telle ou telle reconstitution corono-radiculaire et d'un scellement ou d'un collage. L'utilisation du collage, aussi bien pour les reconstitutions corono-radiculaires coulées que foulées, améliore l'étanchéité et représente un véritable film amortisseur de contrainte, mais reste encore aujourd'hui trop susceptible à l'humidité, ce qui nous fait préférer le scellement avec les ciments aux verres ionomères modifiés par adjonction de résine (CVIMR) dans les situations cliniques aux limites juxta- ou sous-gingivales. Le scellement classique aux phosphates de zinc trouvant encore des applications pour les reconstitutions corono-radiculaires plurales de grande étendue.

Enfin, la pérennité d'une reconstitution corono-radiculaire ne repose pas sur des règles strictes mais sur le respect d'un certain nombre de principes de base dont le plus important est la conservation de la dentine résiduelle. L'utilisation d'un ancrage radiculaire ne sera justifiée que si les parois coronaires son insuffisantes pour assurer la rétention du matériau de reconstitution coronaire. En effet, un tenon descellé se rescelle, une dent fracturée s'extrait ! (172)

Toutefois, un paramètre non négligeable doit être pris en considération aujourd'hui : le récent remboursement par la sécurité sociale des inlay-cores. Ce nouvel aspect ne va-t-il pas faire préférer, pour des raisons économiques, aux chirurgiens dentistes la pose quasi systématique d'inlay-core et par conséquent de reconstitution corono-radiculaire coulée ?

Bibliographie :

(1) ABOU-RASS M. ; JANN J.M. ; JOBE P. et coll.

Preparation of space for posting : effect on thickness of canal walls and incidence of perforation in molars.

J. Am. Dent. Assoc., 1982, 104 : 834-837.

(2) ARMAND S. ; GUYONNET J.J.

Prothèse fixée et parodonte (Cédérom).

Paris : éditions CdP, 1998.

(3) ARMAND S.

Méthodologie des préparations corono-périphériques pour prothèses fixées à visées esthétiques.

Cah. Prothèse, 1999, 108 : 63-74.

(4) ARVIDSON K. ; WROBLEWSKI R.

Migration of metallic ions from screwposts into dentin and surrounding tissues.

Scand. J. Dent. Res., 1978, 86 : 200-205.

(5) ASSIF D. ; OREN E. ; MARSHAK B.L. ; AVIV I.

Photoelastic analysis of stress transfert by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques.

J. Prosthet. Dent., 1989, 61 : 534-543.

(6) AUSSIELLO P. ; DEGEE A.J. ; RENGO S. ; DAVIDSON C.L.

Fracture resistance of endodontically-treated premolars adhesively restored.

Am. J. Dent., 1997, 10 : 237-241.

(7) AYAD M.F ; ROSENSTIEL S.F. ; SALAMA M.

Influence of tooth roughness and type of cement on retention of complete cast crowns.

J. Prosthet. Dent., 1997, 77 : 116-121.

(8) BACHICHA W.S. ; DIFIORE P.M. ; MILLER D.A. ; LAUTENSCHLAGER E.P. ; PASHLEY D.H.

Microleakage of endodontically treated teeth restored with posts.

J. Endodont., 1998, 24 : 703-708.

(9) BAKKE M. ; HOLM B. ; JENSEN L. ; MICHLER L. ; MOLLER E.

Unilateral isometric bite force in 8-68 year-old women and men related to occlusal factors.

Scand. J. Dent. Res., 1986, 98 (2) : 149-158.

(10) BARETY J. ; BOGOPOLSK Y.

A propos des tenons radiculaires.

Cah. Prothèse, 1980, 30 : 43-75.

(11) BEN-AMAR A. ; GONTAR G. ; FITZIG S. ; URSTEIN M. ; LIBERMAN R.

Retention of prefabricated posts with dental adhesive and composite.

J. Prosthet. Dent., 1986, 56 : 684-687.

(12) BERCY P. ; TENEBAUM H.

Parodontologie : du diagnostic à la pratique.

Paris : de Boeck et Larcier Edit., 1996.

(13) BERGMAN B. ; LUNDQUIST P. ; SJOEGREN U.

Restorative and endodontic results after treatment with cast post and cores.

J. Prosthet. Dent., 1989, 61 : 10-15.

(14) BISHOP K. ; BRIGGS P.

Endodontic failure : a problem from the top to the bottom.

J. Endodont., 1995, 8 : 35-36.

(15) BOLLA M. ; MEDIONI E. ; MULLER M. ; ROCCA J.P.

Le système Composipost® : étude clinique et analyse critique.

Inf. Dent., 1995, 7 : 499-504.

(16) BOLLA M. ; BENNANI V.

La reconstitution corono-radiculaire préprothétique des dents dépulpées.

Guide clinique. Editions CdP, 1999.

(17) BORALEVI S. ; NAHMIAS M.

Le procédé In-Ceram. Réalités et perspectives.

Cah. Prothèse, 1994, 85 : 4-17.

(18) BRUCE W.L. ; STEVENS L.

Strength properties of three zinc phosphate cements mixed to two different consistencies.

Aust. Dent. J., 1989, 34 : 132-135.

(19) BUGUGNANI R.

Les reconstitutions destinées à la prothèse conjointe à l'aide des matériaux composites.

Actual. Odonto-Stomatol., 1985, 150 : 457-467.

(20) BURROW M.F. ; SANO H. ; NAKAJIMA M. ; HARADA N. ; TAGAMI J.

Bond stregth to crown and root dentin.

Am. J. Dent., 1996, 9 : 223-229.

(21) CAMPS J. ; DEJOU J. ; LABORDE G. ; PROUST J.P.

Comportement biomécanique de la dent dépulpée.

Réalités Cliniques, 1990, 1 (2) : 185-194.

(22) CAPMAN K.W. ; WORLEY J.L. ; VON FRAUNHOFER J.A.

The effect of bonding agents on retention of posts.

Gen. Dent., 1985, 33 : 128-130.

(23) CAPUTO A.A. ; STANDLEE J.P.

Pins and posts. Why, when and how ?

Dent. Clin. North. Am., 1976, 20 : 299-311.

(24) CHAN F.W. ; HARCOURT J.K. ; BROCKHURST P.J.

The effect of postadaptation in the root canal on retention of posts cemented with various cements.

Aust. Dent. J., 1993, 38 : 39-45.

(25) CHAPMAN K.W. et coll.

Retention of prefabricated posts by cement and resins.

J. Prosthet. Dent., 1985, 54 : 649.

(26) CHARPENTIER J. ; HAINAUT L.

La restauration corono-radiculaire en 2000 : concepts et pratique.

Le Point, Edition de la Société Francophone de Médecine-Dentaire de Belgique, 2000, 147.

(27) CHEUNG G.S.P.

Endodontics failures : changing the approach.

Int. Dental. J., 1996, 46 : 131-138.

(28) CHICHE G. ; PINAULT A.

Esthétique et restaurations des dents antérieures.

Paris : éditions CdP, 1995 : 75-96.

(29) CHO E. ; KOPEL H. ; WHITE S.N.

Moisture susceptibility of resin-modified glass-ionomer materials.

Quintessence Int., 1995, 26 : 351-358.

(30) CHOUSSAT P. ; COLAT-PARROS J.

Les résines composites.

J. Biomater. Dent., 1996, 11 : 163-187.

(31) CHRISTENSEN G.

Posts and cores : state of the art.

J. Am. Dent. Assoc., 1998, 129 (1) : 96-97.

(32) CIARLONE A.E ; PASHLEY D.H.

Permeability of root dentin to epinephrine released from gingival retraction cord.

Oper. Dent., 1992, 17 (3) : 106-111.

(33) COHEN B.I. ; CONDOS S. ; DEUSCH A.S. ; MUSIKANT B.L.

Retentive properties of a threaded split post with attachment sleeves cemented witn various luting agents.

J. Prosthet. Dent., 1993, 69 : 149-154.

(34) COHEN B.I. ; MUSIKANT B.L. ; DEUSCH A.S.

Comparison of the retentive properties of two holler tub post systems to those of a solid post design.

J. Prosthet. Dent., 1993, 70 : 234-238.

(35) COLON P. ; PICARD B.

Reconstitution des dents dépulpées.

Réalités Cliniques, 1990, 1 (2) : 223-236.

(36) CONSEIL SUPERIEUR D'HYGIENE PUBLIQUE DE FRANCE, MINISTERE DU TRAVAIL ET DES AFFAIRES SOCIALES.

L'amalgame dentaire et ses alternatives.

Paris : Lavoisier Ed, 1998.

(37) COOGAN M.M. ; CREAVEN P.J.

Antibacterial properties of eight dental cements.

Int. Endodont. J., 1993, 26 : 355-361.

(38) COONY J.P. ; CAPUTO A.A. ; TRABERT K.C.

Retention and stress distribution of tapered end endodontic posts.

J. Prosthet. Dent., 1986, 55 : 540-546.

(39) COULY G.

Biomécanique osseuse maxillo-faciale.

E.M.C. Stomatologie, 1980, D 15. 4, 22001.

(40) CREUGERS N.H.J. ; MENTINK A.G.B. ; KAYSER A.F.

An analysis of durability data on post and core restorations.

J. Prosthet. Dent., 1993, 21 : 281-284.

(41) CREUGERS N.H.J. . KAYSER A.F. ; VANT'HOF M.A.
A metaanalysis of durability data on conventinal fixed budges.
Community Dent. Oral. Epidemiol., 1994, 22 : 448-452.

(42) CRISPIN B.
Esthetic ceramic restorative materials and techniques.
In : contemporany esthetic dentistry, practice fundamentals.
Chicago : quintessence, 1994.

(43) CROLL T.P. ; PHILIPS R.W.
Six years'experience with glass-ionomer-silver cermet.
Quintessence Inter., 1991, 22 : 783-793.

(44) CUICCHI B. ; BOUILLAGUET S. ; RUSSEL C.
Dentin bonding by general practitioners : the battle of the bond. Part. I (abstract 981).
J. Dent. Res., 1997, 76 (special issue) : 136.

(45) DEGORCE T. ; PENNARD J.
Couronnes Empress® sur dents dépulpées antérieures. De l'inlay-core céramisé au tenon Cosmopost®.
Cah. Prothèse, 1999, 106 : 31-47.

(46) DEGRANGE M. ; TIRLET G.
Scellement et collage.
Cah. Prothèse, 1995, 92 : 27-45.

(47) DEGRANGE M. ; BOUTER D.

Factors influencing the reliability of resin-bonded fixed partial dentures.

In : DEGRANGE M. ; ROULET J.F., eds. Minimally invasive restaurations with bonding.

Chicago : quintessence, 1997 : 153-176.

(48) DEGRANGE M. ; CHEYLAN J.M. ; SAMAMA Y.

Prosthodontics of the future : cementing or bonding in adhesion : the silent revolution of dentistry.

In : ROULET J.F. ; DEGRANGE M. ; eds.

Chicago : Quintessence, 2000 : 277-301.

(49) DIESTCHI D. ; ROMELLI M. ; GORETTI A.

Adaptation of adhesive posts and cores to dentin after fatigue testing.

Int. J. Prosthodont., 1997, 10 (6) : 498-507.

(50) DRUMOND J.L. ; TOEPKE T.R.S. ; KING T.J.

Thermal and cyclic loading of endodontic posts.

Eur. J. Oral. Sci., 1999, 107 : 220-224.

(51) DUKE E.S. ; LINDEMUTH J.

Polymeric adhesion : contrasting substrates.

Am. J. Dent., 1990, 3 : 264-270.

(52) DUNCAN J.P ; PAMEIJER C.H.

Retention of parallel-sided titanium posts cemented with six luting agents : an in vitro study.

J. Prosthet. Dent., 1998, 80 (4) : 423-428.

(53) DURET B. ; REYNAUD M. ; DURET F.

Un nouveau concept de reconstitution corono-radiculaire : le Composipost® (1).

Chir. Dent. Fr., 1990, 540 : 131-141.

(54) DURET B. ; REYNAUD M. ; DURET F.

Un nouveau concept de reconstitution corono-radiculaire : le Composipost® (2).

Chir. Dent. Fr., 1990, 542 : 69-77.

(55) DURET B. ; REYNAUD M. ; DURET F.

Intérêt des matériaux à structure unidirectionnelle dans les reconstitutions corono-radiculaires.

J. Biomater. Dent., 1992, 7 : 45-57.

(56) ERHARDSON S. ; SHEIKHOLESLAM A. ; FORSBERG C.M. ; LOCKOWANDT P.

Vertical forces developed by the jaw elevator muscles during unilateral maximal clenching and their distribution on teeth and condyles.

Swed. Dent. J., 1993, 17 (1-2) : 23-24.

(57) EXBRAYAT J. ; SCHITTLY J. ; BOREL J.C.
Manuel de prothèse fixée unitaire.
Paris : Masson, 1991.

(58) FELTON D.A. ; WEEB E.L. ; KANDY B.E. ; DUGONI J.
Threated ondodontic dowels ; effect of post designs on incidence of root fracture.
J. Prosthet. Dent., 1991, 65 : 179-180.

(59) FOGEL H.M. ; MARSHALL F.J. ; PASHLEY D.H.
Effects of distance from the pulp and thickness on the hydraulic conductance and human radicular dentin.
J. Dent. Res., 1988, 67 : 1381-1385.

(60) FOGEL H.M.
Microleakage of posts used to restore endodontically treated teeth.
J. Endodont., 1995, 21 : 376-379.

(61) FOX K. ; GUTTERIDGE D.L.
An in vitro study of coronal microleakage in root-canal-treated teeth restored by the post and core technique.
Int. Endodont. J., 1997, 30 : 361-368.

(62) FREDRIKSSON M. ; ASTBACK J. ; PAMENIUS M. ; ARVIDSON K.

A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts.

J Prosthet. Dent., 1998, 80 (2) : 151-157.

(63) FREEDMAN G. ; NOVAK I.M. ; SEROTA K.S. ; GLASSMAN G.D.

Intra-radicular rehabilitation : a clinical approach.

Pract. Periodont. Aesthet. Dent., 1994, 6 (5) : 33-39.

(64) GATEAU P. ; CHOUKROUN H.

Le point sur les reconstitutions corono-radiculaires.

Actual. Odonto-Stomatol., 1998, 204 : 498-505.

(65) GERZINA T.M. ; HUME W.R.

Effect of hydrostatic pressure on the diffusion of monomers through dentin in vitro.

J. Dent. Res., 1995, 74 (1) : 369-373.

(66) GOLDMAN M. ; DE VITRE R. ; PIER M.

Effect of the dentin smeared layer on tensile stregth of cemented posts.

J. prosthet. Dent., 1984, 52 : 485-488.

(67) GOMBEAUD F.

Reconstitution esthétique des dents antérieures dépulpées.

Cah. Prothèse, 2001, 113 : 9-16.

(68) GONTHIER S. ; CHEYLAN J.M. ; DEGRANGE M.
Scellement et collage des reconstitutions corono-radiculaires.
Cah. Prothèse, 2001, 113 : 35-46.

(69) GORODOWSKY S. ; ZIDAN O.
Retentive strength, desintegration and marginal quality of luting cements.
J. Prosthet. Dent., 1998, 68 : 269-274.

(70) HATZIKYRIAKOS A.H. ; REISIS G.I. ; TSINGOS N.
A 3 year postoperative clinical evaluation of posts and core beneath existing crowns.
J. Prosthet. Dent., 1992, 67 : 454-458.

(71) HENRY J.P.
Photoelastic analysis of postcore restorations.
Aus. Dent. J., 1977, 22 : 157.

(72) HERNANDEZ R. ; BADER S. ; BOSTON D. ; TROPE M.
Resistance to fracture of endodontically treated premolars restored with new generation dentin bonding systems.
Int. Endod. J., 1994, 27 : 281-284.

(73) ISIDOR F. ; BRONDUM K.
Intermittent loading of teeth with tapered ; individually cast or prefabricated ; parallel-sided posts.
Int. J. Prosthodont., 1992, 5 (3) : 257-261.

(74) JACQUOT B. ; PANIGHI M.

Les ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine et les composites modifiés par adjonction de verre ionomère.

J. Biomater. Dent., 1997, 12 : 179-196.

(75) JEPSEN A.

Root surface measurement and a method for X-ray determination of root surface area.

Acta. Odontol. Scand., 1963, 21 : 46.

(76) KAHN F.H. ; ROSENBERG P.A. ; SCHULDAN A. ; PIN M.

Comparison of fatigue for three prefabricated threaded post systems.

J. Prosthet. Dent., 1996, 75 : 148-153.

(77) KO C.C. ; CHU C.S. ; CHUNG K.H. ; LEE M.C.

Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth.

J. Prosthet. Dent., 1992, 68 : 421-427.

(78) LASFARGUES J.J.

Reconstitution corono-radiculaire par les matériaux plastiques. Intérêt des ciments agglomérés verre-métal.

Rev. Odonto-Stomatol., 1987, 26 : 403-412.

(79) LEFORESTIER E. ; BOLLA M. ; MULLER M.

Les ciments verres ionomères conventionnels.

J. Biomater. Dent., 1998, 13 : 155-175.

(80) LIBERMAN R. ; BEN-AMAR A. ; URSTEIN M. ; GONTAR G. ; FITZIG S.

Conditioning of root canals prior to dowel cementation with composite luting cement and two dentin adhesive systems.

J. Oral. Rehabil., 1989, 16 : 597-602.

(81) LIBMAN W.J. ; NICHOLLS J.I.

Load fatigue if teeth restored with cast post and cores and complete crowns.

Int. J. Prosthodont., 1995, 8 (2) : 155-161.

(82) LINDE L.A.

The use of composites as core material in root-filed teeth. II : clinical investigation.

Swed. Dent. J., 1984, 8 : 209-216.

(83) LINDE L.A.

The use of composite resius in combination with anchorage posts as core material in endodontically treated teeth : clinical aspests of the technique.

Quintessence. Inter., 1993, 24 (2) : 115-122.

(84) LOVE R.M. ; PURTON D.G.

Retention of posts with resin, glass ionomer and hybrid cements.

J. Dent., 1998, 26 (7) : 599-602.

(85) LUND P.S. ; WILCOX L.R.

The effect of tooth preparation on retention and microleakage of cemented cast posts.

J. Prosthodont., 1994, 3 (1) : 2-9.

(86) LUTZ F. ; PHILIPS R.W.

A classification and evaluation of composite resin systems.

J. Prosthet. Dent., 1983, 50 : 480-488.

(87) LUU K.G. ; WALKER R.T.

Corosion of a non precious metal post : a case report.

Quitessence Inter., 1992, 23 : 389-392.

(88) Mac KERRHCHER P.W.

Rational restoration of endodontically treated teeth : principles, techniques and materials.

Aus. Dent. J., 1981, 26 : 205.

(89) MACCHI R.L. ; CAPURRO M.A. ; HERERA G.L. ; CEBADA F.R.

Influence of endodontic materials on the bonding of composite resin to dentin.

Endodont. Dent. Traumatol., 1992, 8 : 26-29.

(90) MAROLI S. ; KHERA S.C. ; KRELL K.V.

Regional variation in permeability of young dentin.

Oper. Dent., 1992, 17 (3) : 93-100.

(91) MASH L.K. ; BENINGER C.K. ; BULLARD J.T. ; STAFFANOU R.S.

Leakage of various types of luting agence.

J. Prosthet. Dent., 1991, 66 : 763-766.

(92) MAUSNER J. K. ; GOLDSTEIN G.R. ; GEOEGESEN M.

Effect of two dentinal desensitizing agents on retention of complete cast coping using four cements.

J. Prosthet. Dent., 1996, 75 : 129-134.

(93) MAYNARD J. ; WILSON R.

Physiologic dimensions of the periodontium significant to the restoration dentistry.

J. Perodontol., 1979, 50 : 170-174.

(94) MENDOZA D.B. ; EAKLE W.S. ; KAHL E.A. ; HO R.

Root reinforcement with bonded preformed post.

J. Prosthet. Dent., 1997, 78 : 10-15.

(95) MENTINK A.G.B. ; MEUWISSEN R. ; KAYSER A.F. ; MULDER J.

Survival rate and failure characteristics of the all metal post and core restauration.

J. Oral. Rehabil., 1993, 20 : 455-461.

(96) MENTZER B. ; VERDINO J.B ; VERDINO M.A.

Restaurations en vitrocéramique sur dents dépulpées. Intérêt des faux moignons céramisés.

Clinic, 1994, 15 (4) : 285-293.

(97) METZ J.E. ; BRACKETT W.

Performance of a glass ionomer luting cement over 8 years in a general practice.

J. Prosthet. Dent., 1994, 71 : 13-15.

(98) MILOT P. ; STEIN S.

Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design.

J. Prosthet. Dent., 1992, 68 (3) : 428-435.

(99) MITCHELL C.A. ; ORR J.F.

Luting cements in the retention of post-crowns by fatigue loading.

J. Oral. Rehabil., 1998, 25 (6) : 472-478.

(100) MITCHELL C.A. ; PINTADO M.R. ; GEARY L. ; DOUGLAS W.H.

Retention of adhesive cement on the tooth surface after crown cementation.

J. Prosthet. Dent., 1999, 81 (6) : 668-677.

(101) MOJON P. ; HOWBALT E.B. ; McENTEE M.I. ; MA P.H.
Early bond strength of luting cements to precious alloy.
J. Dent. Rest., 1992, 71 : 1633-1639.

(102) MORGANO S.M.
Restoration of pulpless teeth : application of traditional principles in present and future contexts.
J. Prosthet. Dent., 1996, 75 : 375-380.

(103) MOYEN O. ; ARMAND S.
Les reconstitutions corono-radiculaires : apport des ancrages en fibres de carbone.
Cah. Prothèse, 1999,106 : 7-18.

(104) MYERS M.L. ; CAUGHMAN W.F. ; RUEGGEBERG F.Z. ; O'CONNOR R.P.
Effect of powder/liquid ratio on physical and chemical properties of C & B Metabond.
Am. J. Dent., 1993, 6 : 77-80.

(105) NATHANSON D. ; ASHAYERI N.
New aspects of restoring the endodontically treated teeth.
Alpha Omega, 1990, 83 : 76-80.

(106) NERZIG I. et coll.
Effect of different surface textures on retentive strength of tapered posts.
J. Prosthet. Dent., 1997, 78 : 451-457.

(107) NISSAN R. ; SEGAL H. ; PASHLEY D. ; STEVENS R. ; TROWBRIDGE H.

Ability of bacterial endotoxin to diffuse through human dentin.

J. Endod., 1995, 21 (2) : 62-64.

(108) OBERMAYER G. ; WALTON R.E. ; LEARY J.M. ; KRELL K.V.

Vertical root fracture and relative deformation during obturation and post cementation.

J. Prosthet. Dent., 1991, 6 : 181-187.

(109) ORIEZ D. ; de JAUREGUIBERRY A. ; PELI J.F.

Reconstitution des dents dépulpées par amalgame corono-radiculaire.

Rev. Fr. Endod., 1988, 7 : 11-21.

(110) PAPATHANASSIOU G.

Morphologie dentaire.

Presses universitaires de Reims, 1987.

(111) PASCHE K. ; SANDHAUS S.

Tenon radiculaire en zircone pour la réalisation d'inlays-cores tout céramiques.

Tribune Dent., 1994, 2 (2) : 17-24.

(112) PASHLEY E.L. ; HORNER J.A. ; LIU M. ; KIM S. ; PASHLEY D.H.

Effects of CO_2 laser energy on dentin permeability.

J. Endod., 1992, 18 (6) : 257-262.

(113) PIERRISNARD L. ; AUGEREAU D. ; DEGRANGE M.

Comportement mécanique des structures dentaires et osseuses. Analyse par la méthode des éléments finis. Première partie : influence de la longueur, du diamètre, et du profil du tenon radiculaire. Influence du support parodontal.

Cah. Prothèse, 1994, 87 : 20-32.

(114) PIERRISNARD L. ; AUGEREAU D. ; DEGRANGE M. ; BARQUINS M.

Comportement mécanique des structures dentaires et osseuses. Analyse par la méthode des éléments finis. Deuxième partie : analyse de la répartition des contraintes en fonction du type de reconstitution corono-radiculaire - inlay-core ou composite/tenon.

Cah. Prothèse, 1994, 88 : 7-13.

(115) PIERRISNARD L. ; AUGEREAU D. ; DEGRANGE M. ; BARQUINS M.

Comportement mécanique des structures dentaires et osseuses. Analyse par la méthode des éléments finis. Troisième partie : influence du matériau constituant le tenon radiculaire.

Cah. Prothèse, 1995, 89 : 7-14.

(116) POURREYRON L. ; ABADIE J.M.

Etude au MEB des composants et des interfaces d'un nouveau système de reconstitution corono-radiculaire.

Cah. Prothèse, 1993, 84 : 33-46.

(117) PUJOL F. ; TOUMELIN-CHEMLA F. ; TOUMELIN J.P. ; DEGRANGE M.

Structures et propriétés des amalgames.

J. Biomater. Dent., 1995, 10 : 197-219.

(118) QUINTAS A.F. ; DINATO J.C ; BOTTINO M.A.

Aesthetic posts and cores for metal-free restoration of endodontically treated teeth.

Pract. Periodont Aesthet. Dent., 2000, 12 (9) : 875-884.

(119) RAUSCHENBERGER C.R.

Dentin permeability. The clinical ramifications.

Dent. Clin. North Am., 1992, 36 (2) : 527-542.

(120) RAY H.A. ; TROPE M.

Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration.

Int. Endodont. J., 1995, 28 : 12-18.

(121) REEH E.S. ; DOUGLAS W.H. ; MESSAR H.H.

Stiffness of endodontically treated teeth related to restorative techniques.

J. Dent. Rest., 1989, 68 : 1540-1544.

(122) REINHARDT R.A. ; KREJCI R.F. ; PAO Y.C. ; STANNARD J.G.

Dentin stresses in post reconstructed teeth with diminishing bone support.

J Prosthet. Dent., 1983, 62 : 1002-1008.

(123) ROBERTS D.H.

The failure of retainers in bridge protheses.

Br. Dent. J., 1970, 128 : 117-124.

(124) RODRIGUES GARCIA R.C. ; DE GOES M.F. ; DEL BEL CURY A.A.

Influence of protecting agents on solubility of glass ionomers.

Am. J. Dent., 1995, 8 : 294-296.

(125) ROSENTIEL S.F. ; LAND M.F. ; FUJIMOTO J.

Contemporary fixed prosthodontics.

2nd ed. St Louis : Mosby, 1995 : 151-153.

(126) ROSENTIEL S.F. ; LAND M.F. ; FUJIMOTO J.

Contemporary fixed prosthodontics.

CV Mosby Company, 1998 : 198-218.

(127) RYTHER J.S. ; LEARY J.M. ; AQUILINO S.A.A. ; DIAZ-ARNO A.M.

Evaluation of fracture resistance of a monght post compares with completely cast post and cores.

J. Prosthet. Dent., 1992, 68 : 443-448.

(128) SABEK M. ; PENNARD J.

Echecs esthétiques en céramique collé. Incidence de la teinte du moignon.

Inf. Dent., 1994, 37 : 3341-3345.

(129) SABEK M. ; DEGORCE T.

A propos des reconstitutions corono-radiculaires. Première partie : aspects anatomiques et fonctionnels.

Cah. Prothèse, 1996, 95 : 29-40.

(130) SABEK M. ; DEGORCE T.

A propos des reconstitutions corono-radiculaires. Deuxième partie : alternatives techniques.

Cah. Prothèse, 1996, 95 : 45-58.

(131) SABEK M.

A propos des reconstitutions corono-radiculaires. Troisième partie : les techniques utilisées en France en 1996.

Cah. Prothèse, 1997 ; 99 : 5-9.

(132) SAFAVI K.E. ; DOWDEN W.E. ; LANGELAND K.

Influence of delayed coronal permanent restoration on endodontic prognosis.

Endodont. Dent. Traumatol., 1987, 3 : 187-191.

(133) SARFATI E.

Reconstitutions corono-radiculaires : les critères actuels de choix.

Rev. Odonto-Stomatol., 1998, 27 : 245-253.

(134) SARFATI E. ; HARTER J.C. ; RADIGUET J.

Evolution des conceptions des reconstitutions des dents dépulpées. Le tenon radiculaire : de son existence à sa disparition.

Cah. Prothèse, 1995, 90 : 71-78.

(135) SAUNDERS W.P. ; SAUNDERS E.M.

Assessment of leakage in the restored pulp chamber of endodontically treated mutirooted teeth.

Int. Endodont. J., 1990., 23 : 28-33.

(136) SAUNDERS W.P. ; SAUNDERS E.M.

Coronal leakage as a cause of failure in root canal therapy : a review.

Endodont. Dent. Traumatol., 1994, 10 : 105-108.

(137) SCHILLINGBURG H.T. ; GRACE C.S.

Thickness of enamel and dentin.

J. South. Calif. Dent. Assoc., 1972, 40 : 830.

(138) SCHILLINGBURG H.T. ; JACOB R. ; BRACKETT S.E.

Fundamentals of tooth pronuations for cast metal and porcelain restorations.

Quintessence Publishing Company, 1987 : 18.

(139) SCHITTLY J.

Etude expérimentale du joint dento-prothétique en prothèse scellée. Première partie : incidence du type de limite cervicale et de l'espacement des maquettes de cire sur l'adaptation des couronnes coulées après scellement.

Cah. Prothèse, 1982, 39 : 23-41.

(140) SCHWARTZ R.S. ; DAVIS R.D. ; HILTON T.J.

Effect of temporary cements on the bond strength of a resin cement.

Am. J. Dent., 1992, 5 : 147-150.

(141) SCHWARTZ R.S. ; MURCHISON D.F. ; WALKER W.A.

Effects of eugenol and non-eugenol endodontic sealer cements on prostretention.

J. Endodont., 1998, 24 : 564-567.

(142) SEDGLEY C.M. ; MESSER M.M.

Are endodontically treated teeth more brittle ?

J. Endodont., 1992, 18 (7) : 332-335.

(143) SMITH C.T. ; SCHUTMAN N.J. ; WASSON N.

Critères biomécaniques des faux moignons à tenons préfabriqués.

Clinic, 1999, 20 : 99-106.

(144) SORENSEN J.A. ; MARTINOFF J.T.

Intracoronal treated teeth.

J. Prosthet. Dent., 1984, 51 : 780-784.

(145) SORENSEN J.A. ; MARTINOFF J.T.

Endodontically treated teeth as abutments.

J. Prosthet. Dent., 1985, 53 : 631- 636.

(146) SORENSEN J.A.

Preservation of tooth structure.

J. Calif. Dent. Ass., 1988, 16 (11) : 15-22.

(147) SORENSEN J.A.

Preservation of tooth structure : the key to successful restoration.

J. Clin. Dent., 1989, 1 : 39-40.

(148) SORENSEN J.A. ; ENGELMAN M.J.

Fealure design and fracture resistance of endodontically treated teeth.

J. Prosthet. Dent., 1990, 63 : 529-536.

(149) SORENSEN J.A. ; MITO W.T.

Rational and clinical technique for esthetic restoration of endodontically treated teeth with the Cosmopost® and IPS Empress® post system.

Quintessence Dent. Technol., 1998, 21 : 81-90.

(150) STAMOS D.E. ; GUTMANN J.L.

Survey of endodontic retreatment methods used to remove intraradicular posts.

J. Endod., 1993, 19 (7) : 366-369.

(151) STANDLEE J.P. ; CAPUTO A.A. ; HANSON E.C.

Retention of endodontic dowels : effects of cement, dowel, longth, diametra and design.

J. Prosthet. Dent., 1978, 39 : 401-405.

(152) STANDLEE J.P. ; CAPUTO A.A.

The retentive and stress distributing properties of split threaded endodontic dowels.

J. Prosthet. Dent., 1992, 68 : 436-442.

(153) STRYGLER H. ; NICHOLLS J. ; TOWNSEND J.D.

Microleakage at the resin-alloy interface of chemically retained composite resins for cast restorations.

J. Prosthet. Dent., 1991, 65 : 733-739.

(154) SWANSON K. ; MADISON S.

An evaluation of coronal microleakage in endodontically treated teeth. Part. I : time periods.

J. Endodont., 1987, 13 : 56-59.

(155) SWARTZ D.V. ; SKIDMORE A.E. ; GRIFFIN J.A.

A twenty years of endodontic success and failure.

J. Endodont., 1983, 9 : 198-203.

(156) TERVIL B.

Reconstitution corono-radiculaire coulée par technique directe.

Rev. Odonto-Stomatol., 1996, 25 (2) : 155-161.

(157) TESTORI T. ; BADINO M. ; CASTAGNOLA M.

Vertical root fractures in endodontically treated teeth : a clinic survey of 36 cases.

J. Endod., 1993, 19 : 87-91.

(158) TEWFIK H.M. ; PASHLEY D.H. ; HORNER J.A. ; SHARAWY M.M.

Structural and functional changes in root dentin following exposure to KTP/532 laser.

J. Endod., 1993, 19 (10) : 492-497.

(159) THONEMANN B. ; FEDERLIN M. ; SCHMALTZ G. ; HILLER K.A.

Resin-modified glass ionomers for luting posterior ceramic restorations.

Dent. Mater., 1995, 11 : 161-168.

(160) TJAN A.H.L. ; DRENT D. ; CHIU J.

Microleakage of core materials for complete cast gold crowns.

J. Prosthet. Dent., 1989, 61 : 659-664.

(161) TJAN A.H.L. ; GRANT B.E. ; DUNN J.R.

Microleakage of composite resin cores treated with various dentine bonding systems.

J. Prosthet. Dent., 1991, 66 : 24-29.

(162) TJAN A.H.L. ; LI T.

Seating and retention of complete crowns with a new adhesive resin cement.

J. Prosthet. Dent., 1992, 67 :478-483.

(163) TJAN A.H.L. ; NEMETZ H.

Effect of eugenol-containing endodontic sealer on retention of prefabricated posts luted with an adhesive composite resin cement.

Quintessence Inter., 1992, 10 : 839-844.

(164) TORABINEJAD M. ; UNG B. ; KETTERING J.D.
In vitro bacterial penetration of coronally unsealed endodontically treated teeth.
J. Endodont., 1990, 16 : 566-569.

(165) TORBJORNER A. ; KARLSSON S. ; ODMAN P.A.
Survival rate and failure characteristics for two post designs.
J. Prosthet. Dent., 1995, 73 : 439-444.

(166) TOUATI B. ; MIARA M. ; NATHANSON D.
Dentisterie esthétique et restaurations céramiques.
Paris : éditions CdP, 1999.

(167) TRONSTAD L.
Clinical endodontics.
New York : Tieme Medical Publisher, 1991.

(168) TROPE M. ; LANGER I. ; MALTZ D.O. ; TRONSTAD L.
Resistance to fracture of restored endodontically treated premolars.
Endodont. Traumatol., 1986, 2 : 35-38.

(169) TROPE M. ; MALTZ D.O. ; TRONSTAD L.
Resistance to fracture of restored endodontically treated tooth : classification and evaluation.
J. Endod., 1991, 17 : 338-343.

(170) TURNER C.H.

The utilization of roots to carry post-retained crowns.

J. Oral. Rehabil., 1982, 9 : 193-202.

(171) UM C.M. ; OILO G.

The effect of early water contact on glass-ionomer cements.

Quintessence Int., 1992, 23 : 209-214.

(172) VALENTIN C.M. ; LEVY G.

Le tenon radiculaire. Cahier des charges.

Réalités cliniques, 1990, 1 (2) : 197-210.

(173) Van MEERBEEK B. ; INOKOSHI S. ; DAVIDSON C.L. ; DEGEE A.J. ; LAMBRECHTS P. ; BREAM M.

Dual cure luting composites. Part II : clinically related propertise.

J. Oral. Rehabil., 1994, 21 : 57-66.

(174) Van MEERBEEK B. ; BREAM M. ; LAMBRECHTS P.

Morpholigical characterization of the interface between resin and sclerotic dentin.

J. Dent., 1994, 22 : 141-146.

(175) VARGAS M.A. et coll.

Amalgam shear bond strength to dentin using different agents.

Oper. Dent., 1994, 19 : 224-227.

(176) VIGUIE, G ; CHABERT B. ; GERENTES R. ; BOIS D.
Les faux moignons en composite carbone-époxy.
Rev. Proth. Dent. Actual., 1990, 21 : 39-46.

(177) VIRE D.E.
Failure of endodontically treated teeth. Classification and evaluation.
J. Endodont., 1991, 17 : 338-342.

(178) WALLERSTEDT D ; ELIASSON S. ; SUNDSTROEM F.
A follow-up study of screwpost-retained amalgam crowns.
Swed. Dent. J., 1984, 8 : 165-170.

(179) WALTIMO A. ; KONONEN M.
A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults.
Scand. J. Dent. Res., 1993, 101 (3) : 171-175.

(180) WEIN F.S. ; WAX A.H. ; WENKUS C.S.
Retrospective study of tapered , smooth post systems in place for 10 years or more.
J. Endodont., 1991, 6 : 293-297.

(181) WHITE S.N. ; KIPNIS V.
The three-dimensional effects of adjustement and cementation on crown seating.
Int. J. Prosthodont., 1993, 6 : 248-254.

(182) WHITE S.N. ; YU Z.

Physical properties of fixed prosthodontic, resin composite luting agents.

Int. J. Prosthodont., 1993, 6 : 384-389.

(183) WHITE S.N. ; INGLES S. ; KIPNIS V.

Influence of marginal opening on microleakage of cemented artificial crowns.

J. Prosthet. Dent., 1994, 71 : 257-264.

(184) WHITE S.N. ; FURUICHI R. ; KYOMEN S.M.

Microleakage through dentin after crown cemenation.

J. Endodont., 1995, 21 : 9-12.

(185) WILCOX L.R. ; DIAZ-ARNOLD A.

Coronal microleakage of permanent lingual access restorations in endodontically treated anterior teeth.

J. Endodont., 1989, 15 : 584-587.

(186) WISKOTT H.W. ; NICHOLLS J. ; BELSER U.C.

The relationship between abutment taper and resistance of cemented crowns to dynamic loading.

Int. J. Prosthodont., 1996, 9 : 117-139.

(187) WU J.C. ; WILSON P.R.

Optimal cement space for resin luting cements.

Int. J. Prosthodont., 1994, 7 : 209-215.

(188) WU M.K. ; WESSELINK P.R.
Endodontic leakage studies reconsidered.
Part. I : methodology, application and relevance.
Int. Endodont. J., 1993, 26 : 37-43.

(189) WU M.K. ; PEHLIVAN Y. ; KONTAKIOTIS E.G. ; WESSELINK P.R.
Microleakage along apical root fillings and cemented posts.
J. Prosthet. Dent., 1998, 79 : 264-269.

(190) YAMAGA M. ; KOIDE T. ; HIEDA T. ; DAITO M.
Obturation of dentinal tubules with tannin-fluoride preparation (HY agent) incorporated into glass ionomer cement.
J. Osaka. Dent. Univ., 1993, 27 (2) : 77-87.

(191) YOSHIYAMA M. ; CARVALHO R.M. ; SANO H. ; HORNER J.A. ; BREXER P.D. ; PASHLEY D.H.
Regional bond strength of resins to human root dentine.
J. Dent., 1996, 24 : 435-442.

(192) YOSHIYAMA M. ; MATSUO T. ; EBISU S. ; PASHLEY D.
Regional bond strengths of self-etching/self-priming adhesive systems.
J. Dent., 1998, 26 (7) : 609-616.

(193) ZUCKERMAN G.R.

Practical considerations and technical procedures for post-retained restorations.

J. Prosthet. Dent., 1996, 75 : 135-139.

(194) ZYMAN P.

Restauration des dents antérieures dépulpées : quels choix pour une esthétique optimale ?

Cah. Prothèse, 2001, 113 : 27-32.

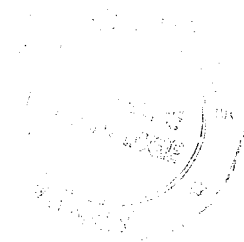


Table des matières :

Sommaire.....p1

Introduction.....p6

1. Considérations anatomiques et fonctionnelles de la dent.....p8

1.1. Considérations anatomiques.....p8

1.1.1. Anatomie radiculaire et aptitude à recevoir un tenon.....p8

1.1.1.1. L'incisive centrale maxillaire.....p8

1.1.1.2. L'incisive latérale maxillaire.....p9

1.1.1.3. La canine maxillaire.....p9

1.1.1.4. La première prémolaire maxillaire....p10

1.1.1.5. La deuxième prémolaire maxillaire...p10

1.1.1.6. La première molaire maxillaire.....p11

1.1.1.7. La deuxième molaire maxillaire.....p12

1.1.1.8. Les incisives mandibulaires.....p12

1.1.1.9. La canine mandibulaire.....p13

1.1.1.10. La première prémolaire mandibulaire.....p13

1.1.1.11. La deuxième prémolaire mandibulaire.....p13

1.1.1.12. La première molaire mandibulaire.....p14

1.1.1.13. La deuxième molaire mandibulaire....p14
1.1.2. Considérations anatomiques et épaisseur de dentine résiduelle....p17
1.1.2.1. Dents antérieures....p17
1.1.2.2. Dents postérieures....p19
1.2. Considérations fonctionnelles....p23
1.3. Conclusion....p23

2. Comportement de la dent dépulpée....p25
2.1. La concentration en eau de la dentine....p25
2.2. La perméabilité dentinaire....p25
2.3. Les changements structurels dus aux manoeuvres thérapeutiques....p27
2.4. Dureté et module d'élasticité....p27
2.5. L'âge....p28
2.6 Conclusion....p28

3. Cahier des charges d'une reconstitution corono-radiculaire....p30
3.1 Cahier des charges....p30
3.2. Impératifs et santé endodontiques....p31
3.2.1. Impératifs endodontiques....p32
3.2.2. Santé endodontique....p32
3.3. Impératifs parodontaux....p33
3.4. Impératifs biomécaniques....p37
3.4.1. Rappels sur la mécanique de la mastication...p37
3.4.2. Impératifs biomécaniques....p39

3.5. Les problèmes de corrosion.....p40
3.6. Prévention.....p40

4. Reconstitutions corono-radiculaires coulées.....p42
4.1. Conservation de la structure dentaire.....p42
4.1.1. Logement canalaire.....p42
4.1.2. Préparation coronaire.....p43
4.2. Rétention.....p44
4.2.1. Considérations pour les dents antérieures.....p44
4.2.2. Considérations pour les dents postérieures.....p45
4.3. Choix du tenon.....p47
4.3.1. Forme du tenon.....p48
4.3.2. Composition du tenon.....p49
4.3.3. Etat de surface du tenon.....p50
4.3.4. Longueur du tenon.....p50
4.3.5. Diamètre du tenon.....p53
4.4. Résistance de la préparation canalaire.....p54
4.4.1. Répartition des pressions.....p54
4.4.2. Résistance à la rotation.....p54
4.5. Etapes cliniques : de la désobturation à la préparation.p57
4.5.1. Désobturation du canal.....p57
4.5.2. Elargissement canalaire.....p60
4.5.3. Préparation coronopériphérique.....p61
4.5.4. Fabrication du tenon.....p62
4.5.4.1. Technique directe.....p62
4.5.4.2. Technique indirecte.....p62
4.5.5. Fabrication du corps de la reconstitution corono-radiculaire.....p63

4.5.6. Exemple d'un cas clinique.....p63

5. Reconstitutions corono-radiculaires foulées.....p66

5.1. Matériaux de reconstitution coronaire.....p67

5.1.1. Rappels biomécaniques et leurs conséquences.....p67

5.1.2. Buts et fonctions du matériau de reconstitution coronaire.....p69

5.1.3. Cahier des charges du matériau de reconstitution coronaire.....p69

5.1.4. Les différents types de matériaux de reconstitution coronaire.....p70

5.1.4.1. Amalgames.....p70

5.1.4.1.1. Définition.....p71

5.1.4.1.2. Classification.....p71

5.1.4.1.3. Propriétés.....p73

5.1.4.1.4. Réalités cliniques.....p74

5.1.4.2. Résines composites.....p75

5.1.4.2.1. Définition.....p75

5.1.4.2.2. Classification.....p76

5.1.4.2.3. Taux de charges.....p77

5.1.4.2.4. Liaison matrice-charges.....p78

5.1.4.2.5. Polymérisation.....p79

5.1.4.2.6. Propriétés physiques et mécaniques.....p 80

5.1.4.2.7. Avantages des reconstitutions aux composites.....p82

5.1.4.2.8. Inconvénients des reconstitutions aux composites.....p82
5.1.4.3. Ciments verres ionomères d'obturation.....p83
5.1.4.3.1. Ciments verres ionomères....p83
5.1.4.3.2. Cermets.....p85
5.1.4.3.3. Verres ionomères hybrides...p86
5.1.4.3.4. Compomères.....p86
5.1.4.4. Conclusion.....p88
5.2. Ancrage radiculaire.....p89
5.2.1. Forme du tenon.....p91
5.2.1.1. Tenons cylindriques.....p91
5.2.1.2. Tenons coniques.....p92
5.2.1.3. Tenons cylindroconiques.....p93
5.2.1.4. Tenons à étages.....p94
5.2.2. Géométrie du tenon.....p94
5.2.2.1. Longueur du tenon.....p94
5.2.2.2. Diamètre du tenon.....p95
5.2.2.3. Tête du tenon.....p96
5.2.3. Etat de surface du tenon.....p97
5.2.4. Composition du tenon.....p99
5.3. Exemple d'un cas clinique.....p101

6. Scellement et collage des reconstitutions corono-radiculaires.....p104
6.1. Introduction.....p104

6.2. Cahier des charges des matériaux d'assemblage pour reconstitutions corono-radiculaires.....p106
6.2.1. Rétention.....p108
6.2.2. Prévention des fractures.....p112
6.2.3. Etanchéité.....p115
6.2.4. Manipulation.....p117
6.3. Conclusion.....p121

7. Réalités cliniques.....p125
7.1. Rappels sur les différences entre dents antérieures et postérieures.....p125
7.1.1. Les dents antérieures.....p125
7.1.2. Les dents postérieures.....p126
7.2. Reconstitutions corono-radiculaires foulées.....p126
7.2.1. Indications.....p126
7.2.2. Contre-indications.....p127
7.3. Reconstitutions corono-radiculaires coulées.....p128
7.3.1. Indications.....p128
7.3.2. Contre-indications.....p130
7.3.3. Remarques sur la couronne RICHMOND.....p130
7.3.3.1. Définition.....p130
7.3.3.2. Indications.....p130
7.3.3.3. Contre-indications.....p131
7.4. Scellement et collage.....p132
7.4.1. Scellement.....p132
7.4.1.1. Ciments de scellement classique.....p132
7.4.1.2. Ciments de scellement aux verres ionomères.....p133

7.4.1.3. Conclusion.....p133
7.4.2. Collage.....p134
7.5. Considérations esthétiques.....p134
7.5.1. Couronnes.....p135
7.5.2. Reconstitution corono-radiculaire.....p136
7.5.3. Décision thérapeutique.....p138
7.5.3.1. La dent est peu délabrée.....p139
7.5.3.2. La dent est délabrée.....p142
7.5.3.3. La dent est très délabrée.....p144
7.5.4. Conclusion.....p145
7.6. Considérations extrinsèques.....p146
7.6.1. La salive.....p146
7.6.2. La langue.....p147
7.6.3. L'ouverture buccale.....p147
7.6.4. La situation de la dent sur l'arcade.....p148
7.6.5. L'aspect psychologique du patient.....p148
7.6.6. La coopération du patient.....p148
7.6.7. Conclusion.....p149

Conclusion.....p150

Bibliographie.....p153

BIBLIOTHÈQUE
PHARMACIE
ODONTOLOGIE
NANCY

GAMEL (Matthieu). - Aspects actuels des reconstitutions corono-radiculaires en prothèse fixée.
195 f.

Thèse : Chir. Dent. : Nancy : 2002.

BIBLIOTHEQUE
PHARMACIE
ODONTOLOGIE
NANCY

Mots-clés : - anatomie radiculaire,
- tenon,
- reconstitution corono-radiculaire,
- scellement et collage.

GAMEL (Matthieu). - Aspects actuels des reconstitutions corono-radiculaires en prothèse fixée.

(Thèse : Chir. Dent. : Nancy : 2002.)

La reconstitution corono-radiculaire représente l'un des actes les plus fréquents de la dentisterie au quotidien.

Après l'exposition des considérations anatomiques et fonctionnelles de la dent, un bref rappel du comportement de la dent dépulpée, et la présentation du cahier des charges de toute reconstitution corono-radiculaire, nous envisageons les deux grands types de reconstitution corono-radiculaire. Par la suite, nous en développons la mise en œuvre en s'appuyant sur des études récentes. La dernière partie de notre travail est consacrée aux réalités cliniques qui tentent de réaliser une synthèse tout en s'intéressant à l'aspect esthétique qui occupe une place de plus en plus prépondérante au sein de notre exercice.

JURY :

M. M. PANIGHI	Professeur des Universités	Président
M. J.P. LOUIS	Professeur des Universités	Juge
M. J. SCHOUVER	Maître de Conférences des universités	Juge
M. D. DE MARCH	Assistant hospitalier universitaire	Juge

Adresse de l'auteur : Matthieu GAMEL
227, rue du Maréchal OUDINOT
54000 NANCY

Université HENRI POINCARÉ NANCY 1

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Jury : Président : M. PANIGHI – Professeur des Universités
Juges : J.P. LOUIS – Professeur des Universités
J. SCHOUVER – Maître de Conférences des Universités
D. DE MARCH – Assistant Hospitalier Universitaire

THESE POUR OBTENIR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

---

présentée par: **Monsieur GAMEL Matthieu**

né (e) à: **ESSEY-les-NANCY (Meurthe-et-Moselle)** le **03 janvier 1976**

et ayant pour titre : **« Aspects actuels des reconstitutions corono-radiculaires en Prothèse Fixée. »**

Le Président du jury,

M. PANIGHI

Le Doyen,
de la Faculté de Chirurgie Dentaire

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE 96, av. de Lorraine 54500 Vandoeuvre-lès-Nancy Le Doyen Pr J.P LOUIS BP 3034 54012 NANCY CEDEX UNIVERSITE HENRI POINCARE, NANCY I

J.P. LOUIS

Autorise à soutenir et imprimer la thèse

NANCY, le 17 janvier 2002 n° 1245

Le Président de l'Université Henri Poincaré, Nancy-1

UNIVERSITÉ HENRI POINCARÉ, NANCY LE PRÉSIDENT

A. BURLET

UNIVERSITÉ HENRI POINCARÉ · NANCY 1
24-30, rue Lionnois B.P.3069 54013 Nancy cedex
Tél : 83 32 81 81 Fax : 83 32 95 90

GAMEL (Matthieu). - Aspects actuels des reconstitutions corono-radiculaires en prothèse fixée.
195 f.

Thèse : Chir. Dent. : Nancy : 2002.

Mots-clés : - anatomie radiculaire,
- tenon,
- reconstitution corono-radiculaire,
- scellement et collage.

GAMEL (Matthieu). - Aspects actuels des reconstitutions corono-radiculaires en prothèse fixée.

(Thèse : Chir. Dent. : Nancy : 2002.)

La reconstitution corono-radiculaire représente l'un des actes les plus fréquents de la dentisterie au quotidien.

Après l'exposition des considérations anatomiques et fonctionnelles de la dent, un bref rappel du comportement de la dent dépulpée, et la présentation du cahier des charges de toute reconstitution corono-radiculaire, nous envisageons les deux grands types de reconstitution corono-radiculaire. Par la suite, nous en développons la mise en œuvre en s'appuyant sur des études récentes. La dernière partie de notre travail est consacrée aux réalités cliniques qui tentent de réaliser une synthèse tout en s'intéressant à l'aspect esthétique qui occupe une place de plus en plus prépondérante au sein de notre exercice.

JURY :

M. M. PANIGHI	Professeur des Universités	Président
M. J.P. LOUIS	Professeur des Universités	Juge
M. J. SCHOUVER	Maître de Conférences des universités	Juge
M. D. DE MARCH	Assistant hospitalier universitaire	Juge

Adresse de l'auteur : Matthieu GAMEL
227, rue du Maréchal OUDINOT
54000 NANCY