

UNIVERSITÉ DE NANTES

UNITÉ DE FORMATION ET DE RECHERCHE
D'ODONTOLOGIE

Année 2006

Thèse n°8

**LES RECONSTITUTIONS
CORONO-RADICULAIRES**

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ETAT DE
DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

*Présentée
et soutenue publiquement par :*

Monsieur Pierre-Alain CHOLLET

Né le 27 juin 1979

Le 28 Mars 2006, devant le jury ci-dessous :

Président : Monsieur le Professeur Bernard GIUMELLI
Asseseurs : Monsieur le Professeur Olivier LABOUX (co-directeur)
Monsieur le Docteur Pierre LEBARS
Monsieur le Docteur Michel GUYOT

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur Jean-François BREMONT

Table des matières

INTRODUCTION	3
1 - Critères de choix	6
1.1 - Situation de la dent dépulpée	7
1.1.1 - Comportements biomécaniques.....	7
1.1.2 - Etat résiduel coronaire.....	14
1.1.3 - Etat résiduel radiculaire	16
1.1.4 - Situation du traitement endodontique	18
1.2 - Paramètres fonctionnels	22
1.2.1- Type de dent	23
1.2.2 - Le plan de traitement.....	26
1.3 - Paramètres esthétiques	27
1.4 - Paramètres liés au patient	29
2 - L'ancrage	31
2.1 - Influence du tenon	31
2.2 - Critères de choix	34
2.2.1 - Selon sa forme	34
2.2.1.1 - Les tenons préfabriqués.....	34
2.2.1.2 - Les tenons anatomiques.....	36
2.2.2 - Selon sa longueur	37
2.2.3 - Selon son diamètre	40
2.2.4 - Selon sa composition	42
2.2.4.1 - Les alliages	43
2.2.4.2 - Les tenons fibrés.....	45
2.2.4.3 - Les tenons céramisés	56
2.2.4.3.1 - Caractéristiques.....	56
2.2.4.3.2 - Propriétés	58
2.2.5 - Selon son état de surface	62
2.2.6 - Selon sa localisation.....	63
2.2.7 - Scellement ou collage.....	64
3 - Les reconstitutions corono-radicales directes	76
3.1 - Indications / contre-indications	77
3.2 - L'amalgame-tenon	78
3.2.1 - Description.....	78
3.2.2 - Propriétés	79
3.2.3 - Le mercure	81
3.2.4 - Avantages / inconvénients de l'amalgame tenon.....	82
3.2.5 - Protocole	83
3.3 - Le composite-tenon	85

3.3.1 - Description	85
3.3.2 - Propriétés	87
3.3.3 - Avantages / inconvénients	89
3.3.4 - Protocole	90
3.4 - Les ciments verre ionomère	95
3.4.1 - Composition	95
3.4.2 - Propriétés	96
4 - Les reconstitutions corono-radicales indirectes.....	97
4.1 - Principes	98
4.2 - Le faux-moignon métallique	100
4.3 - Le faux-moignon céramique	114
4.3.1 - Principe	114
4.3.2 - Propriétés	116
4.3.3 - Protocole	117
4.3.4 - Intérêts	120
4.4 - Le faux-moignon en composite renforcé par des fibres (FRC).....	120
4.4.1 - Caractéristiques	121
4.4.2 - Protocole	122
4.4.3 - Intérêts	126
5 - Cas particuliers	128
5.1 - La dent à tenon	129
5.1.1 - Principe	129
5.1.2 - Protocole	130
5.2 - La technique Monoblok*	131
5.2.1 - Indications / contre-indications	131
5.2.2 - Recommandations	132
5.2.3 - Protocole	133
5.2.4 - Intérêts / critiques.....	134
6 - La dépose des reconstitutions corono-radicales.....	135
6.1 - La dépose des reconstitutions directes en amalgame.....	137
6.2 - La dépose des reconstitutions indirectes scellées	139
6.3 - La dépose des reconstitutions collées	144
6.4 - La dépose des ancrages entièrement intra-radicales	149
CONCLUSION.....	151

INTRODUCTION

La reconstitution d'une dent dépulpée est un acte quotidien de pratique clinique. Elle constitue, la plupart du temps, le préalable à la réalisation de l'acte prothétique, et s'inscrit de ce fait dans une démarche thérapeutique globale. Elle assure l'étanchéité de l'accès endodontique en prévenant la contamination bactérienne. Elle doit redonner une cohésion à l'organe dentaire en tenant compte de l'anatomie, de l'étendue de la perte de substance coronaire, des contraintes fonctionnelles qui s'exercent sur les réhabilitations et, enfin, du type de restauration prothétique.

Relier une couronne artificielle à une racine naturelle existante fut très vite l'un des besoins les plus fréquemment rencontrés en prothèse fixée. Cela commença par un simple clou dont la tête en matière minérale simulait grossièrement la forme d'une dent. La première reconstitution corono-radiculaire métallique répertoriée serait japonaise et remonterait au moyen-âge. Ainsi débuta l'ère des « dents à pivot » (47).

Une période assez longue s'ensuit durant laquelle, au gré des multiples descellements et destructions de racines, différentes tentatives furent menées pour maintenir la dent en place, coûte que coûte. Le pivot fit peau neuve et s'anoblit en prenant le titre de tenon. Ainsi naquirent les tenons préfabriqués de toutes formes : cylindriques, côniques, cylindro-côniques, lisses, vissés, ... Seul coin de ciel bleu durant cette période meurtrière, la couronne Richmond® qui s'est intéressée au devenir du support radiculaire en le cerclant au niveau du collet, pour éviter l'éclatement !

Il fallut attendre de nombreuses années pour voir les premières tentatives de restaurations corono-radiculaires anatomiques coulées : apparition de l'inlay de reconstitution métallique coulé (= « inlay-core »). C'est aujourd'hui la forme la plus répandue et la plus évoluée de ces réhabilitations métalliques. Pourtant, la progression en qualité de ce type de restauration reste paradoxalement très lente.

Les résultats cliniques de ces travaux ne se manifestent en effet qu'à des échéances plus ou moins différées, pouvant masquer l'origine exacte de nos échecs. Il apparaît que nos efforts sont davantage portés sur la solidité de l'ancrage et sa fixation dans la racine que sur le respect des structures dentaires porteuses dont l'intégrité reste la condition « sine qua non » du succès.

Les restaurations coronaires à ancrage corono-radicaire sont ainsi destinées à compenser le déficit tissulaire, mécanique et esthétique des dents délabrées, avec pour objectif :

- Protéger la dent dépulpée des multiples forces intraorales en répartissant les contraintes occlusales à l'ensemble des tissus de soutien par l'intermédiaire de la racine.
- Assurer l'étanchéité du traitement endodontique et protéger l'organe dentaire de toute infection.
- Remplacer les tissus dentaires détruits en assurant, grâce à l'ancrage radicaire, la rétention du matériau de reconstitution.
- Assurer la pérennité de l'organe dentaire au sein de la cavité buccale.

Pour atteindre ces objectifs, de nombreuses techniques sont proposées. Mais, devant la multitude de situations cliniques, aucune systématisation n'est possible et de nombreuses questions restent en suspens : le tenon radicaire, considéré de tout temps comme l'élément de base de la restauration, est-il toujours indispensable ? Quel type d'ancrage choisir ? Quels matériaux de reconstitution ? Restauration directe ou indirecte ?

Pour tenter de trouver la meilleure réponse à chaque cas clinique, il est nécessaire de connaître les spécificités biologiques, mécaniques, et anatomiques de la dent dévitalisée, ainsi que le cahier des charges auquel doivent répondre les solutions de réhabilitations possibles.

Nous commencerons par présenter les critères de choix des reconstitutions corono-radicales.

Nous poursuivrons notre exposé en détaillant plus particulièrement l'ancrage : son rôle, ses caractéristiques (longueur, diamètre, forme, composition, état de surface,...).

Nous présenterons ensuite les différentes restaurations possibles en commençant par les reconstitutions directes (réalisables au fauteuil en une seule séance clinique), puis les reconstitutions indirectes (nécessitant l'intervention du laboratoire), ainsi que deux cas particuliers : la dent à tenon et la couronne Monoblok®.

Enfin, nous aborderons le sujet délicat mais indispensable de la dépose de ces reconstructions.

1 – Critères de choix

1.1 - Situation de la dent dépulpée

1.1.1 - Comportements biomécaniques

La dépulpage étant un acte irréversible, il est préférable, lors d'un délabrement coronaire sans incidence sur la pulpe, de préserver celle-ci. Cependant, certains délabrements coronaires imposent une dépulpage et la reconstitution de la couronne clinique.

Se pose alors une question : selon son état (pulpe vivante, ou dent « dévitalisée »), les propriétés de la dent sont-elles différentes ?

Le comportement biomécanique de la dent dépulpage est déterminé par :

- la mutilation tissulaire subie par la dent à cause de la pathologie ayant entraîné la dépulpage (carie, fracture,...) et de l'acte endodontique lui-même (réalisation d'une cavité d'accès, élargissement des canaux)
- la modification du comportement de la dentine après la dévitalisation.

Pendant de nombreuses années, il était admis de tous que le traitement endodontique fragilisait la dent. Ainsi, Rosen (127), en 1961, décrit la dent dépulpage comme desséchée et inélastique. Johnson et coll. (80) confirment la perte d'élasticité d'une dent traitée.

Toutefois, de nombreuses études remettent ce dogme en cause.

Reeh et coll. (123) ont ainsi évalué, dans une étude portant sur 42 prémolaires extraites, les modifications de déformation élastique subies sous une force occlusale maximum de 111 Newton.

Deux résultats ont été mis en évidence :

- les diverses étapes de l'endodontie (préparation de la cavité d'accès, préparation canalaire, et obturation endodontique) ne modifient que très peu le comportement élastique des prémolaires.

Ainsi, pour une contrainte constante, la déformation des dents après dépulpage n'augmente en moyenne que de 4 à 6% par rapport à une dent saine. Mais, la réalisation d'une cavité mésio-occluso-distale (MOD) sur ces mêmes dents, après traitement endodontique, provoque une augmentation de déformation de plus de 60%.

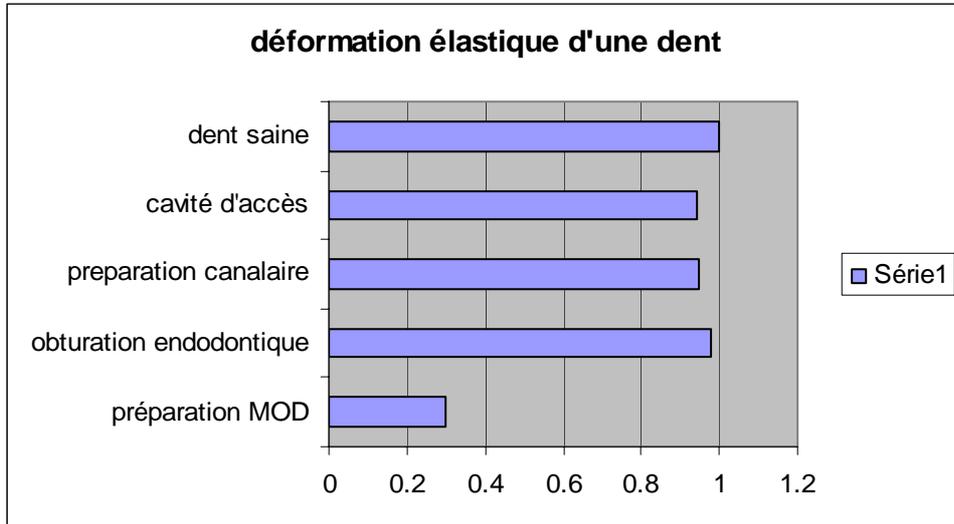


Tableau 1 : Influence respective des diverses étapes du traitement endodontique, suivies de la réalisation d'une cavité mésio-occluso-distale (en % par rapport au comportement de la dent saine).

D'après Reeh et coll. (123).

- La réalisation de cavités occlusales, mésio-occlusales (MO), et mésio-occluso-distales (MOD) sur dents saines entraîne une déformation de respectivement 20, 45, et plus de 60%. L'endodontie réalisée par la suite ne modifie que peu ces valeurs.

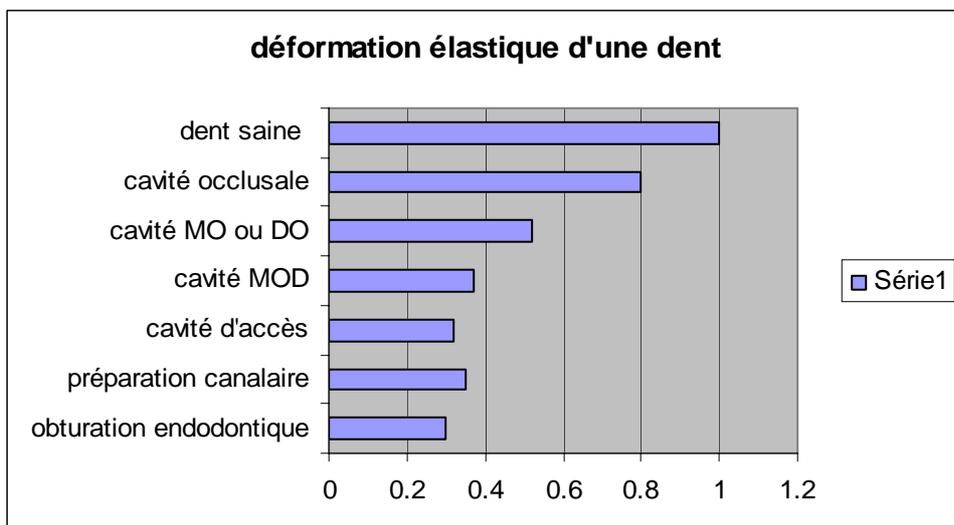


Tableau 2 : Influence respective du délabrement coronaire, suivi d'un traitement endodontique (exprimé en % par rapport au comportement de la dent saine).

D'après Reeh et coll. (123).

Sedgley et Messer (138) ont évalué les propriétés biomécaniques (la résistance sous contraintes de cisaillements, la dureté sous contraintes de cisaillement, la dureté, la résistance à la fracture) des dents dévitalisées. Leurs résultats étant toujours retenus actuellement, nous nous proposons de nous appuyer sur ceux-ci :

But : évaluer si le traitement endodontique d'une dent modifie sa structure.

Méthode :

A Melbourne (Australie), vingt trois dents traitées endodontiquement et leurs controlatérales vitales sont étudiées. Elles présentent toutes des canaux droits et larges. Elles sont regroupées par paire (composée d'une dent dévitalisée et de sa controlatérale vitale). La vitalité de la dent est confirmée par tests thermiques et par la présence de pulpe lors de sa section. Chaque paire a été extraite par le même chirurgien, lors du même rendez-vous.

Les dents sont déposées dans une solution saline associée à 0.05% d'azide de sodium.

17 paires sont testées juste après l'extraction (de 3 à 5h).

- | | |
|---|---------------|
| 1 | 3 jours après |
| 2 | 2 mois après |
| 3 | 3 mois après |

Tous les examens se font à température ambiante.

Préparation des dents :

On supprime la couronne jusqu'à la jonction amélo-cémentaire, la dent est ensuite placée dans une bague de cuivre, et fixée sur ses trois derniers millimètres par de la résine acrylique.

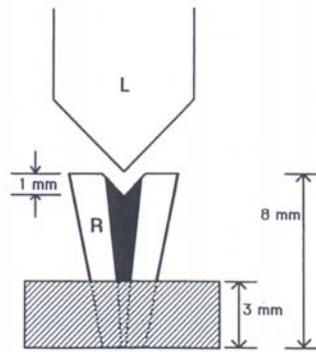


Figure 1 : représentation schématique d'une dent préparée pour évaluer sa résistance à la fracture.

D'après Sedgley et coll. (138).

Parallèlement, une étude est réalisée sur deux groupes de dents afin de mesurer les effets de la conservation des dents et leur influence sur les résultats ; dans cette partie, une dent subit les tests immédiatement après extraction, et l'autre est conservée trois mois, dans les conditions décrites précédemment :

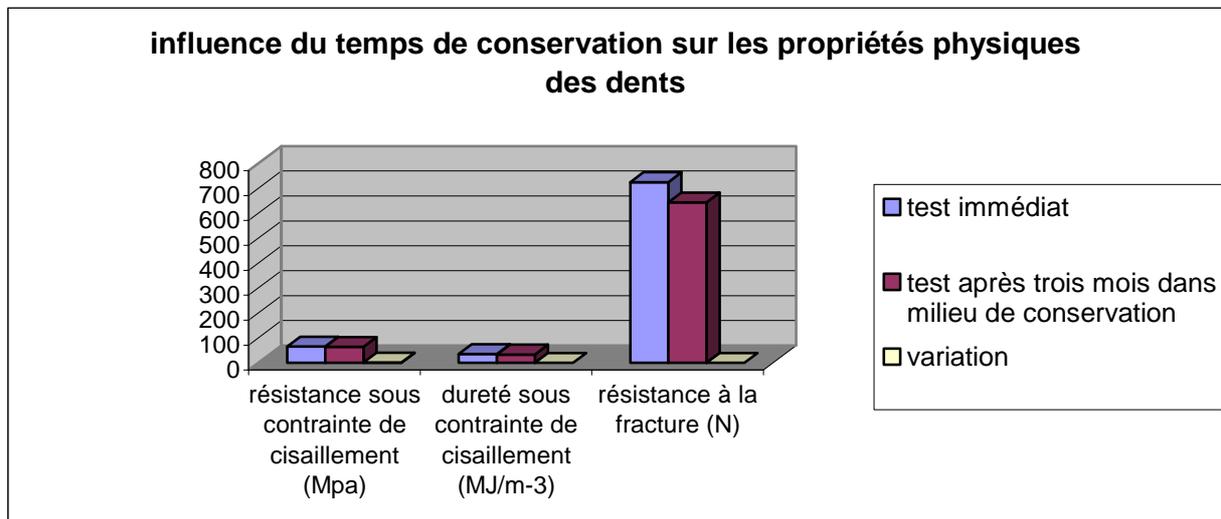


Tableau 3, d'après Sedgley et Messer (138).

Nous n'observons pas de différences significatives entre les deux groupes. Ces résultats montrent que le temps de conservation n'influe que peu sur les propriétés physiques ; l'ensemble des groupes, y compris ceux testés après trois mois, peut être inclus dans l'analyse.

Résultats :

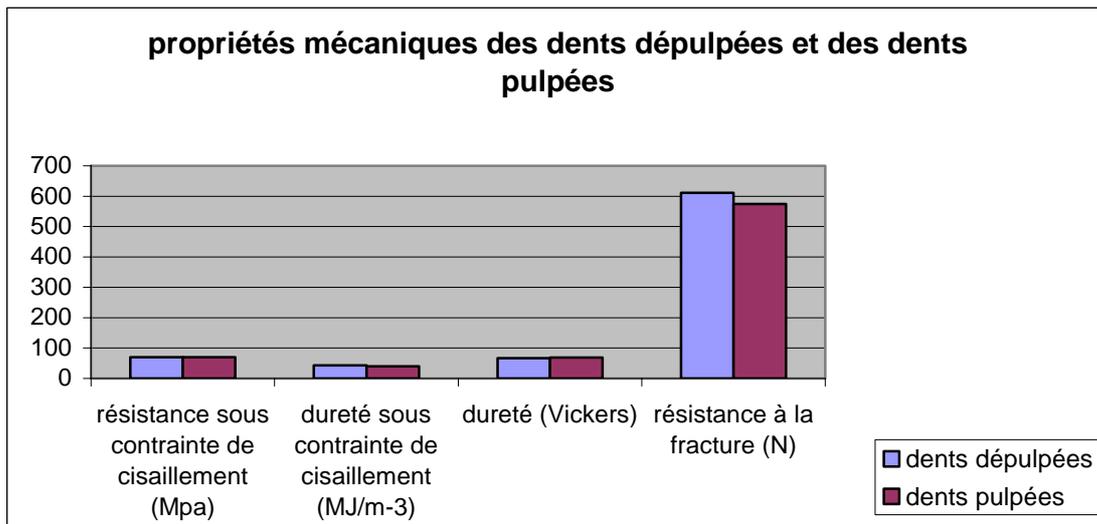


Tableau 4, d'après Sedgley et Messer (138).

Résistance sous contrainte de cisaillement = contrainte maximale qu'un matériau peut supporter avant la fracture. On l'exprime en MégaPascal (MPa).

Dureté = on la définit (26) comme la résistance qu'un corps oppose à la déformation locale, sous charge. Il en existe autant que de méthodes de mesure ; nous utiliserons ici la dureté Vickers (dans ce cas, le pénétrateur est constitué d'une pyramide de diamant à base carrée dont les faces latérales opposées forment un angle de 136°).

On constate une certaine stabilité des propriétés, les dents traitées ne présentant une variation de dureté que de 3.5% par rapport aux dents vitales (66.79 contre 69.15).

Ainsi, il semble qu'il n'y ait pas de modifications des caractéristiques mécaniques et biologiques de la dentine ; ces chiffres étant confirmés par Linn et Messer (93).

Conclusion :

Il convient toutefois de préciser que lors de l'étude, certains paramètres (une extraction sans dommage, une modification thermique au cours de la préparation de la dent) ne peuvent être contrôlés.

Huang et coll. (78) ont, quant à eux, évalué les effets de la déshydratation dentinaire sur ses propriétés mécaniques.

Voici leurs résultats :

La déshydratation augmente le module d'Young. Ce module, encore appelé module d'élasticité (symbole E), s'exprime en Pa et traduit la rigidité d'un matériau. Dans ce cas, l'augmentation de sa valeur signifie l'augmentation de la rigidité de la dent, et donc une perte de sa souplesse.

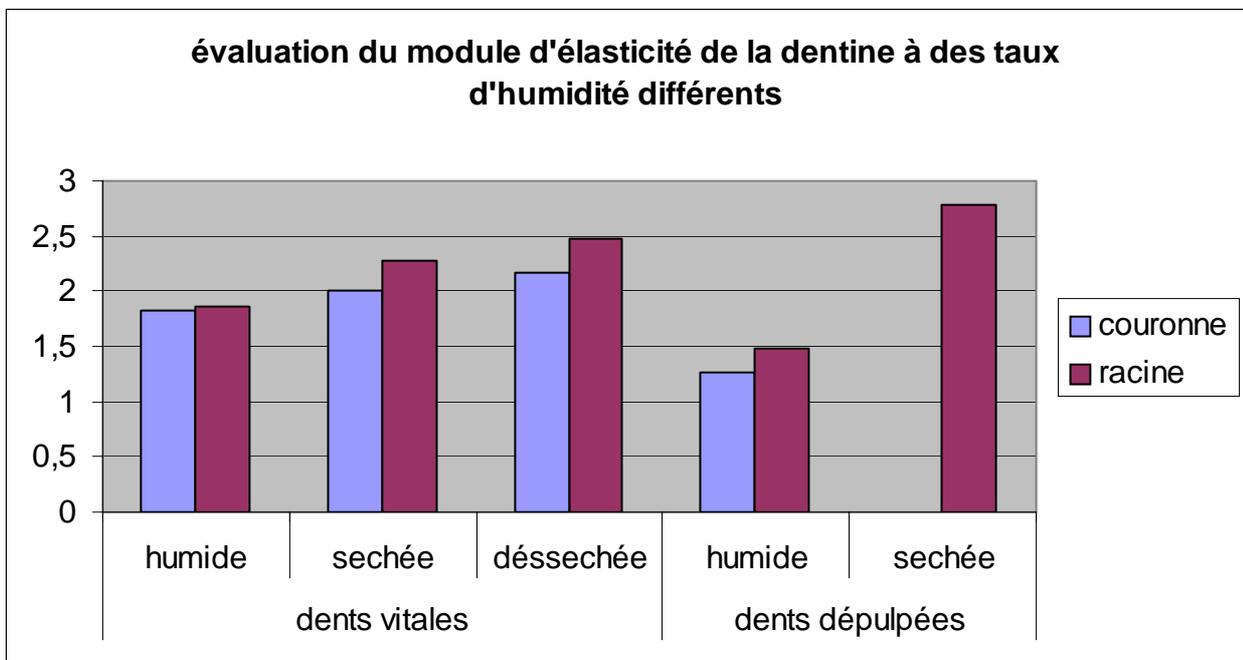


Tableau 5, d'après Huang et coll. (78).

- La perte d'eau modifie la limite élastique (mettant en évidence l'élasticité du matériau) et la résistance à la traction (traduisant la ténacité)

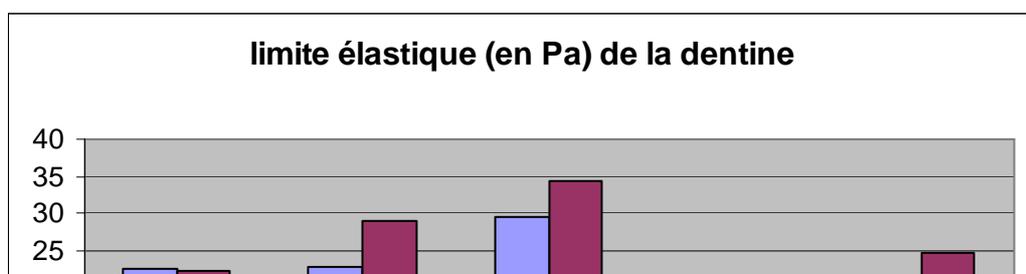


Tableau 6, d'après Huang et coll. (78).

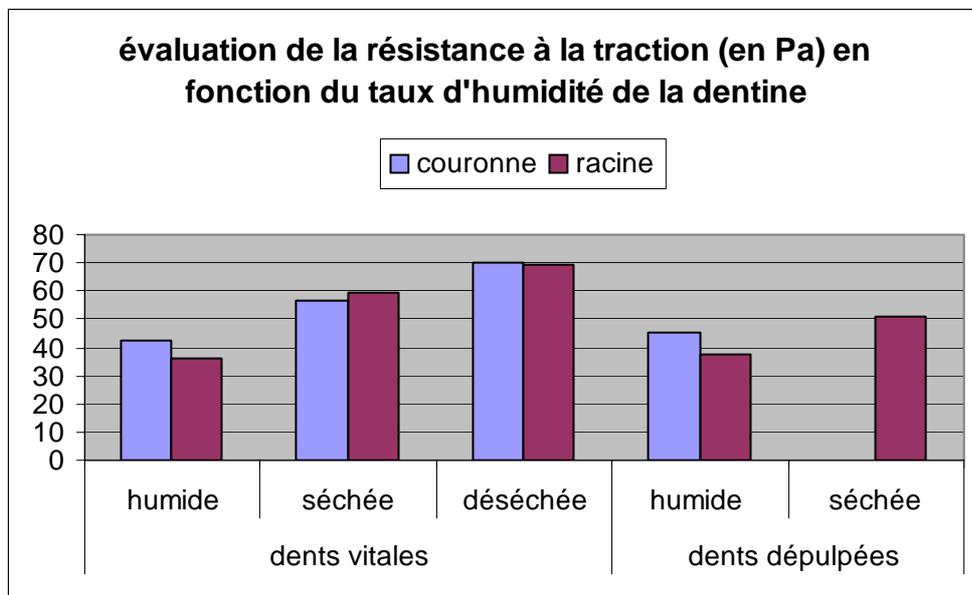


Tableau 7, d'après Huang et coll. (78).

Parallèlement, Papa et coll. (113), et avant eux, Helfer et coll. (75) n'ont pas mis en évidence de perte significative de la teneur en eau de la dentine d'une dent dévitalisée (<9%).

Ainsi, au travers de ces études, nous pouvons constater que :

- Plus que l'acte de dépulpe, c'est la perte de substance dentinaire, et plus particulièrement les crêtes marginales, qui sont responsables de la fragilité.
- Très peu de modifications mécaniques et biologiques sont observées entre la dentine d'une dent dépulpee et celle d'une dent saine.
- Le comportement biomécanique de la dent dépulpee dépend de son délabrement coronaire. Que celui-ci soit minime ou impose une reconstitution corono-radulaire, le choix du matériau doit répondre à des critères n'induisant pas un surcroît de fragilité.
- L'étanchéité de l'obturation coronaire est fondamentale pour éviter tous phénomènes de percolation ou de corrosion intracanalair (11) afin de conserver à la dentine l'ensemble de ses propriétés (voir photo 1).



Photo 1 : phénomènes de corrosion après descellement ayant entraîné une fracture radulaire. (68)

1.1.2 - Etat résiduel coronaire

La perte de substance dentaire est due soit au processus carieux, soit à un traumatisme, et entraîne généralement un traitement endodontique. Cette perte de substance provoque une fragilisation, voire une disparition du tissu dentaire, rendant impossible une reconstitution en l'état.

L'analyse de la couronne dentaire restante va nous permettre de juger si la structure subsistante est compatible avec une reconstitution directe ou non. En effet, l'hétérogénéité du complexe tenon/matériau et les impératifs de champ opératoire impliquent un délabrement moins important dans l'indication d'une reconstitution directe.

Trois paramètres sont à prendre en compte, quelque soit le type de dent :

- Le nombre de parois restantes : chiffre allant de 0 à 4.
- La hauteur : hauteur d'origine divisée en 3.
- L'épaisseur des parois : < ou > à 1mm.

Nous définissons ainsi pour chaque paramètre une valeur minimale en-dessous de laquelle l'indication d'une reconstitution indirecte est posée :

- Le nombre de parois restantes ne doit pas être inférieur à 3.
- La hauteur des parois doit au moins être égale au 2/3 de la hauteur initiale.
- L'épaisseur des parois doit être > à 1mm.

	4	3	2	1	0
Nombre de parois					
Hauteur des parois	totale	1 / 3	2 / 3	0	
Epaisseur des parois	>1mm	<1mm			

Reconstitutions indirectes

Reconstitutions directes

Tableau 8, d'après Aboudharam et coll. (2).

Si, en traçant une diagonale se situant à la limite des valeurs maximales définies (voir tableau 8), un seul des paramètres se situe à droite de celle-ci, et même si les deux autres paramètres sont favorables, il est quasiment impossible d'éviter une reconstitution indirecte (2).

Bien que schématique et extrêmement simplifié, ce tableau est proposé pour servir de guide dans l'indication du mode de reconstitution.

Il faut noter, en clinique, que le praticien doit souvent faire une projection de la perte de substance liée à la préparation. Le délabrement avant ne permet pas toujours de poser l'indication de la reconstitution.

1.1.3 - Etat résiduel radiculaire

La racine est le site receveur de l'ancrage de la restauration. Son analyse permet de s'assurer que les parois restantes après préparation du logement de tenon pourront supporter les contraintes liées à la présence de celui-ci.

Que ce soit dans la mise en forme canalaire lors d'un traitement endodontique, dans la préparation mécanique du logement, ou dans le choix du tenon lui-même, les morphologies radiculaires des groupes de dents présentent de nombreuses différences.

Deux constatations préliminaires s'imposent :

- La présence d'un tenon dans une racine est génératrice de forces internes auxquelles la dentine doit pouvoir résister : selon la dent, l'épaisseur dentinaire résiduelle doit se situer entre 1 et 1.5mm (45).
- La préservation de la dentine implique de ne pas décentrer le logement canalaire lors des différentes manœuvres : tout déplacement entraîne un amincissement des parois radiculaires pouvant aller jusqu'à la perforation (87).

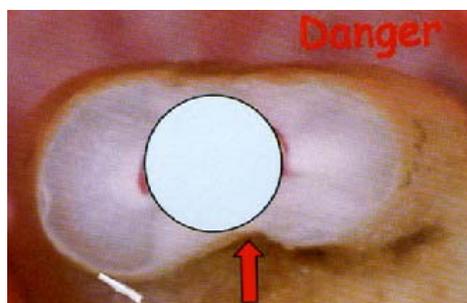


Figure 2, d'après Bartala et coll. (13)

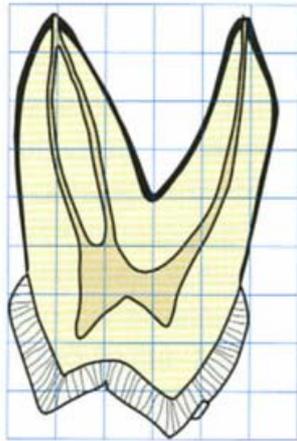
Ces impératifs sont plus ou moins difficiles à respecter selon les aléas anatomiques et les moyens mécaniques mis en œuvre, ces deux facteurs étant indissociables.

Nous rappelons ici certaines notions morphologiques importantes car elles guideront le choix de restauration et le site de l'ancrage :

- Les dents monoradiculées (incisives et canines maxillaires et canines et prémolaires mandibulaires) sont des dents dites « sans risque ». Elles présentent classiquement un canal rectiligne et de forme arrondie ; l'épaisseur résiduelle après traitement endodontique, préparation périphérique péricanalaire est

suffisante pour supporter les contraintes exercées par un tenon (ces forces seront précisées dans la deuxième partie de notre exposé).

- La morphologie de la racine palatine des molaires maxillaires et de la racine distale des molaires mandibulaires permet d'envisager la mise en place d'un ancrage bien que les angulations nécessitent une préparation délabrante au niveau cervical.



Coupe de la morphologie canalaire d'une première molaire maxillaire.

Figure 3, d'après Papathanassiou (115).

serve des dents à « haut risque ». Celles-ci sont des racines « dangereuses », à savoir :

- Les racines des prémolaires maxillaires (notamment la racine palatine).
- Les racines vestibulaires des prémolaires maxillaires.
- Les racines mésiales des molaires mandibulaires.

La clinique montre tous les jours que les dents concernées par les fractures sont les prémolaires maxillaires de par leur morphologie dite « en haricot » très caractéristique et l'extrême variabilité de leur profil canalaire.

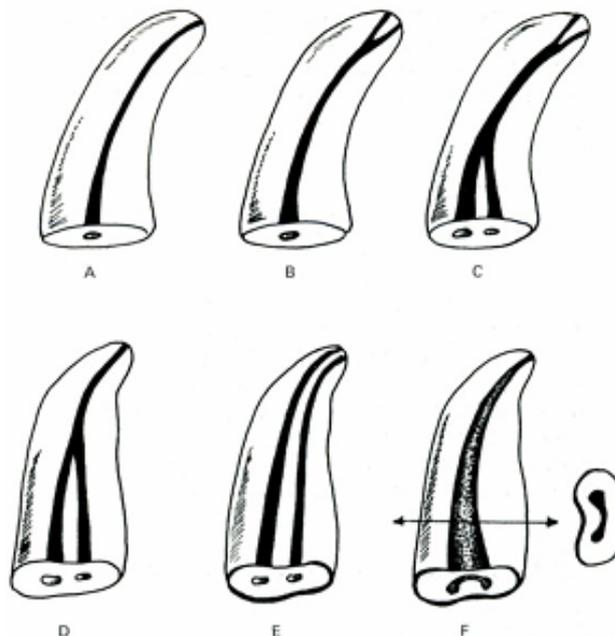


Figure 4, d'après Papathanassiou (114).

- Cas particulier : les incisives mandibulaires.

Leurs racines sont rectilignes (ce qui les classerait parmi les cas favorables) mais souvent très fines et toujours très aplaties dans le sens mésio-distal, ce qui les rend très fragiles. Elles sont donc inclassables et chaque situation clinique sera à apprécier différemment.

Un soin tout particulier devra être apporté à l'analyse de la zone cervicale. C'est dans la région située à 2.5mm de part et d'autre du collet anatomique que se rencontre la majorité des fractures.

La fragilité de cette zone s'explique par plusieurs facteurs :

- en regard des contraintes exercées, l'anatomie osseuse de l'environnement parodontal à ce niveau est de faible épaisseur par rapport à la structure de l'os alvéolaire du reste de la racine.
- La destruction tissulaire après l'alésage canalaire fragilise les parois radiculaires.

Ainsi, il est important de préserver, en épaisseur, le maximum de tissu dentinaire à ce niveau.

1.1.4 - Situation du traitement endodontique

La reconstitution corono-radulaire, afin d'être pérenne, doit reposer sur une structure dentaire résiduelle parfaitement saine, ou assainie.

A ce titre, nous insistons sur l'importance du traitement endodontique réalisé au préalable. Une restauration parfaitement adaptée, tant sur le choix du matériau, de la méthode, que dans sa réalisation, ne nous sera d'aucune utilité si le traitement canalaire n'est pas durable. Plusieurs auteurs ont évalué le succès en fonction du traitement canalaire et de la restauration coronaire qui suit.

Ainsi, Tronstad et coll. (156) ont montré, à partir d'une étude portant sur la qualité radiographique de 1001 dents traitées à l'université d'Oslo, que :

Tableau 9 : succès des traitements endodontiques en fonction de la qualité du traitement endodontique et de la qualité de la restauration coronaire,

D'après Tronstad et coll. (156).

- ° La qualité de la restauration coronaire joue un rôle certain dans le pronostic du traitement endodontique correctement réalisé ;
- ° La qualité technique du traitement endodontique est significativement plus importante pour la santé périapicale que la qualité de la restauration coronaire (voir figure 14).

Ces résultats ont été confirmés par d'autres analyses, comme celles de Sidaravicius et coll. (139), de Kirkevang et coll. (82), qui montrent que le facteur primordial du succès reste la qualité du traitement endodontique et que la restauration coronaire joue un rôle dans le succès à long terme.

De plus, une dent a priori bien traitée sans lésion apicale peut s'avérer être un foyer infectieux potentiel en l'absence de retraitement. Il est donc vivement

qualité du traitement endodontique	qualité de la restauration coronaire	% de succès (absence de lésions d'origine endodontique visibles radiologiquement)
bonne	bonne	81
bonne	médiocre	71
médiocre	bonne	56
médiocre	médiocre	57

conseillé de reprendre systématiquement

le traitement des dents supports (25), sauf au risque de les fragiliser par une dépose impliquant une modification des facteurs biomécaniques.

Nous n'allons pas expliquer ici en détail le protocole, mais rappeler certains points essentiels.

Le rôle des bactéries intracanales et de leurs toxines dans la genèse de la pathologie pulpaire et apicale a été clairement établi. Quelque soit la raison du traitement (pulpite, pathologie du péri-apex, raisons prothétiques), le but du traitement radiculaire est de fournir un environnement permettant la cicatrisation des tissus péri-apicaux et de conserver ainsi la dent comme unité fonctionnelle sur arcade.

Le non respect des principes de mise en forme et de désinfection canalaire conduit à une perte d'étanchéité apicale.

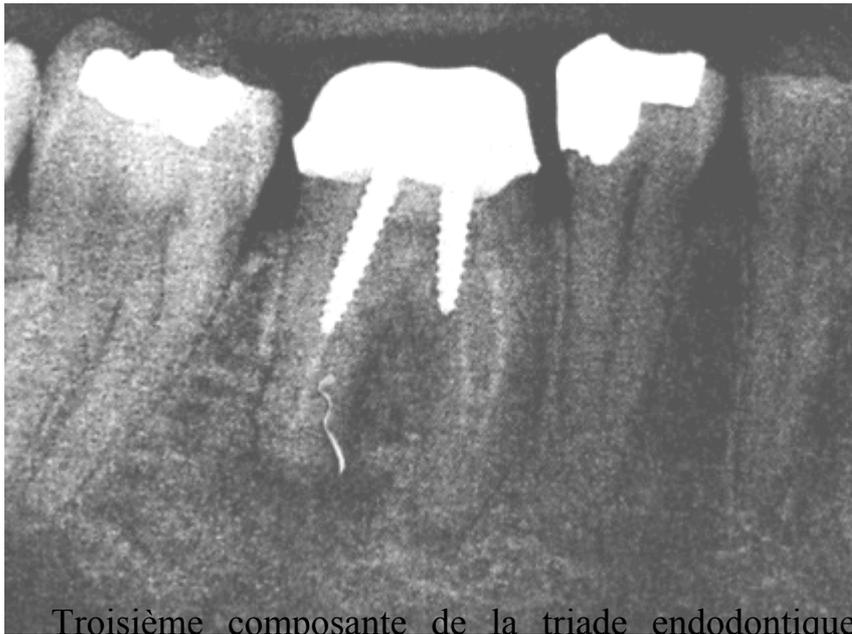


Figure 5 : abcès apical lié à un défaut de désinfection canalaire (50).

Troisième composante de la triade endodontique (130), l'obturation radiculaire permet d'assurer la pérennité de la mise en forme et du parage canalaire (canaux accessoires, tubulis dentinaires). L'obtention de ce scellement apical et latéral doit prévenir toute irritation ultérieure provoquée par l'élimination incomplète de produits bactériens persistant même après un débridement canalaire minutieux. Cette étanchéité permet également d'empêcher les fluides tissulaires d'origine péri-apicale, sources de nutriments, d'atteindre les bactéries au sein du canal et de permettre leur survie.

Les rapports de l'extrémité de l'obturation radiculaire avec l'apex de la dent ont une influence significative sur les résultats de la thérapeutique endodontique.

Dans une étude de suivi à long terme sur des dents nécrosées avec pathologie apicale, Sjögren et coll. (141) ont démontré que les dents obturées pratiquement jusqu'à l'apex (1 à 2mm) présentaient un taux de succès de 94%, alors que celles avec une obturation plus courte, pour une même technique opératoire voyaient leur taux de réussite chuter à 68%.

De même, non éliminée par les techniques d'irrigation canalaire classiques (hypochlorite de sodium), la boue dentinaire (appelée smear layer)

jouerait un rôle dans la perte d'étanchéité en représentant une voie de passage pour les endotoxines bactériennes. Par ailleurs, sa présence empêche la pénétration et l'adaptation des matériaux d'obturation à l'intérieur des tubuli dentinaires ; il est donc aujourd'hui recommandé d'éliminer la smear layer par une solution d'irrigation d'EDTA à 17% (135).

Enfin, si l'obturation radiculaire étanche tridimensionnelle est déterminante, un facteur longtemps négligé du pronostic à moyen et à long terme est l'influence de la qualité de l'obturation coronaire. Le taux de succès d'un traitement apparemment couronné de succès peut en être affecté.

La recontamination du réseau endocanalaire survient dès que l'extrémité coronaire de l'obturation est en contact avec la flore microbienne locale (135). Les bactéries salivaires ont la capacité d'envahir une obturation radiculaire dans les quarante huit jours (81). *Streptococcus épidermidis* et *Porphyromonas vulgaris* traversent une obturation radiculaire depuis sa portion coronaire jusqu'à l'apex dans les 5 à 73 jours suivant l'obturation (153) (voir figure 16).

Pour Trope et coll. (157), les endotoxines bactériennes peuvent pénétrer un canal obturé par de la gutta percha et du ciment après seulement 21 jours (chez 31.5% des spécimens).

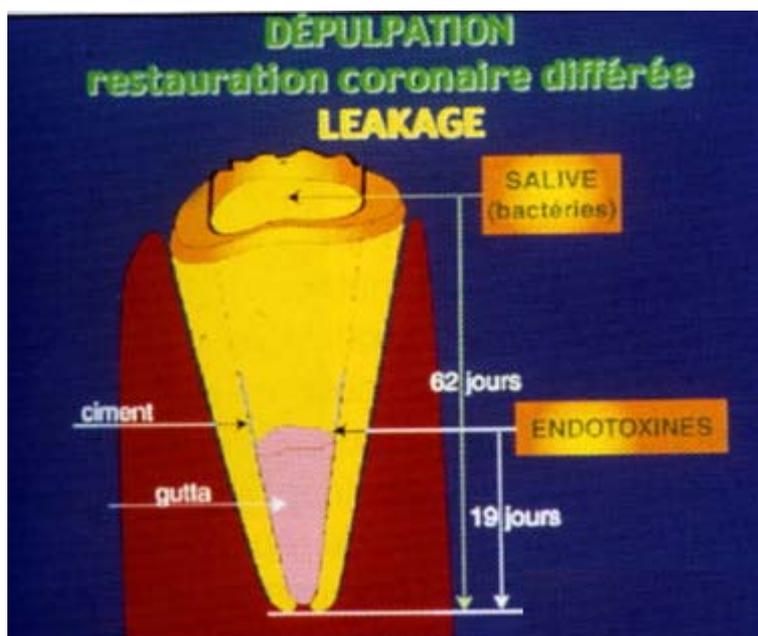


Figure 6 : progression salivale à l'intérieur du traitement endodontique (leakage) sans restauration coronaire étanche.

D'après Fox et coll. (58).

Dans une étude comparative plus récente, Jay Jacobson et coll. (79) ont démontré des variations dans la cinétique de recontamination selon la technique

d'obturation canalaire employée. La percolation microbienne coronaire survenait plus rapidement.

Dans l'absolu, il est évident qu'une restauration définitive réalisée dans la séance offre les meilleures garanties. Cependant, par manque de temps, ou par choix de technique (dans le cas d'une restauration indirecte), nous sommes amenés à avoir recours à des restaurations provisoires :

- les pansements provisoires (Cavit®, eugénate)

Malgré de bonnes propriétés de scellement, ils tendent à se dissoudre progressivement en présence de salive ; leur étanchéité se dégrade rapidement dans le temps (8 jours pour un Cavit®, 15-20 jours pour un eugénate) (135). Leur utilisation ne peut être envisageable que pour de courtes périodes et s'il présente une épaisseur suffisante (> à 3.5mm). (163).

- les ciments verre ionomères

Saunders et Saunders (135) ont démontré in vitro que la pratique habituelle de compactage des excès de gutta percha et de ciment de scellement au-delà du plancher de la chambre pulpaire ne permettait pas d'obtenir un scellement coronaire suffisant des canaux radiculaires ni des canaux accessoires. Afin d'assurer une étanchéité coronaire immédiate, ils recommandaient d'éliminer les excès de gutta percha puis d'obturer les entrées des canaux et le plancher pulpaire par un matériau de restauration tel qu'un amalgame, ou mieux un ciment verre ionomère. Ceux-ci en effet (classiques ou modifiés par adjonction de résine) sont les matériaux possédant l'activité antibactérienne la plus forte (33). Leur bonne étanchéité, associée à cette activité bactéricide, en fait des matériaux de choix dans la prévention de la recontamination endodontique par voie coronaire.

Plus récemment, Barthel et coll (14) ont mis en évidence que seul un ciment verre ionomère empêche une pénétration bactérienne au-delà d'un mois, vraisemblablement en raison de ses propriétés intrinsèques d'adhésion à la dentine. Moins résistant mécaniquement (158), ces ciments ne doivent toutefois être considérés que comme restauration provisoire, avant la reconstitution corono-radulaire.

1.2 - Paramètres fonctionnels

Rappelons nous que le but d'une reconstitution corono-radulaire est la restauration de la dent, et ainsi sa réintégration dans son cadre fonctionnel. A ce titre, deux éléments sont importants :

- Le type de dent : une incisive n'a pas le même rôle, et donc ne subit pas le même type de force qu'une molaire.
- Le plan de traitement : la reconstruction d'une dent s'intègre dans une restauration globale des maxillaires et de la cavité buccale, la dent étant sollicitée différemment selon le type de restauration choisie.

1.2.1- Type de dent

Nous distinguons :

- Les sollicitations axiales se répartissent dans la racine selon des directions voisines de son axe.
- Les sollicitations obliques correspondent aux fortes pressions qui vont s'exercer depuis le contact dento-dentaire jusqu'à l'obtention de la position d'intercuspidie maximale, lors de la mastication. Ce sont les forces les plus traumatisantes car elles peuvent commencer par des percussions et des sommations plus ou moins anarchiques régulées par la proprioception parodontale. L'angle formé avec l'axe de la racine varie de 20° à 45°.
- Les sollicitations horizontales correspondent aux contacts traumatiques exceptionnels ou à certains engrenements très particuliers tels ceux des incisives, canines, voire prémolaires dans les cas de forte supracclusion, ou de prognathisme sévère.

Chaque dent subit des forces de directions et de puissances différentes de par sa fonction qui lui est propre :

- Le bloc antérieur intervient lors de l'incision et lors de la mastication et subit à ce titre deux types de forces :
 - ° Une composante axiale lors de l'incision puisque les incisives s'affrontent par leur bord libre
 - ° Une composante oblique lors du cycle de mastication, force dont l'orientation varie selon la pente palatine de l'incisive maxillaire (51).

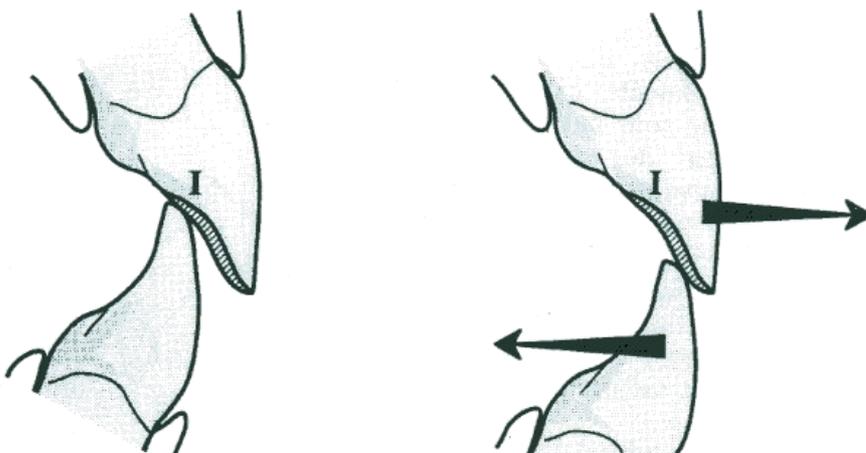


Figure 7 :
reconstruction
palatine
erronée d'une
incisive
maxillaire
centrale et
conséquences.

D'après Exbrayat
et coll. (51)

- Les secteurs postérieurs, en occlusion normale, établissent entre eux : soit des rapports cuspide-fosses, soit des rapports cuspide-embrasure, assurant un calage dans le plan frontal par les points A, B, C. L'absence de ces points est source de déséquilibre (51).

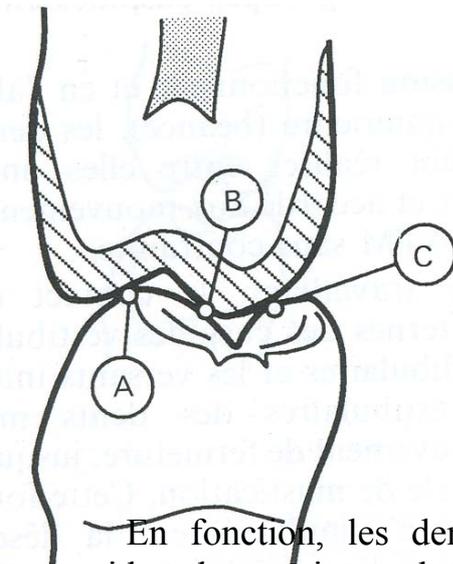


Figure 8 : les sollicitations sont essentiellement axiales.

D'après Exbrayat et coll. (51).

En fonction, les dents cuspidées assurent un guidage harmonieux selon la pente cuspidienne ;

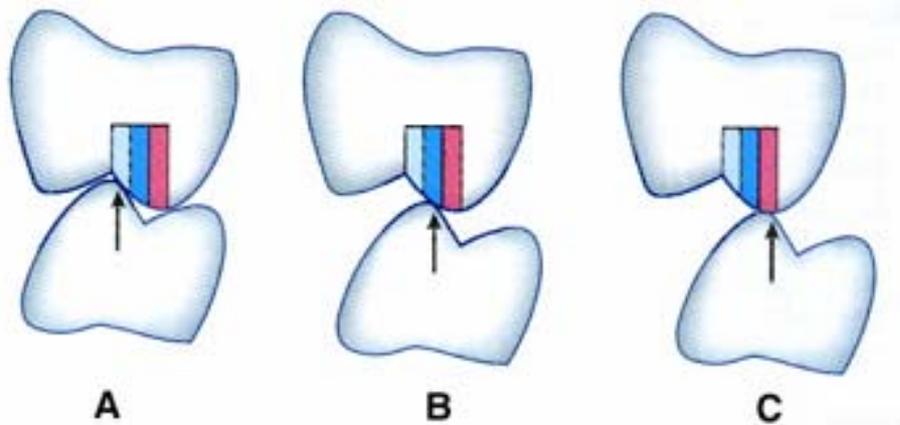


Figure 9 : d'après Berteretche et coll. (17).

Dans ce cas, les sollicitations obliques s'opposent : vestibulaires au maxillaire, et linguales à la mandibule.

Une analyse précise de l'occlusion limitera ainsi les forces nocives transversales sur les dents reconstituées (154).

Nous remarquons l'importance pour la reconstitution corono-radiculaire d'avoir les mêmes propriétés mécaniques que la dentine afin de s'intégrer au mieux et de ne pas perturber les fonctions ; ainsi le matériau de restauration devra posséder un module d'élasticité se rapprochant de celui de la dentine :

Matériaux	Module d'élasticité (GPa)
émail	82.5
dentine	20
composite hybride	14/24
titane	140
alliage non précieux (nickel, chrome)	210
alliage précieux	80/100
fibre de carbone	20/40
fibre de carbone/quartz	46
fibre de verre	40
zirconium	170

Comparaison des modules d'élasticité de différents matériaux.

Tableau 10, d'après Burdairon (26), Duret et coll. (47-48), et Bolla et Bennani (20).

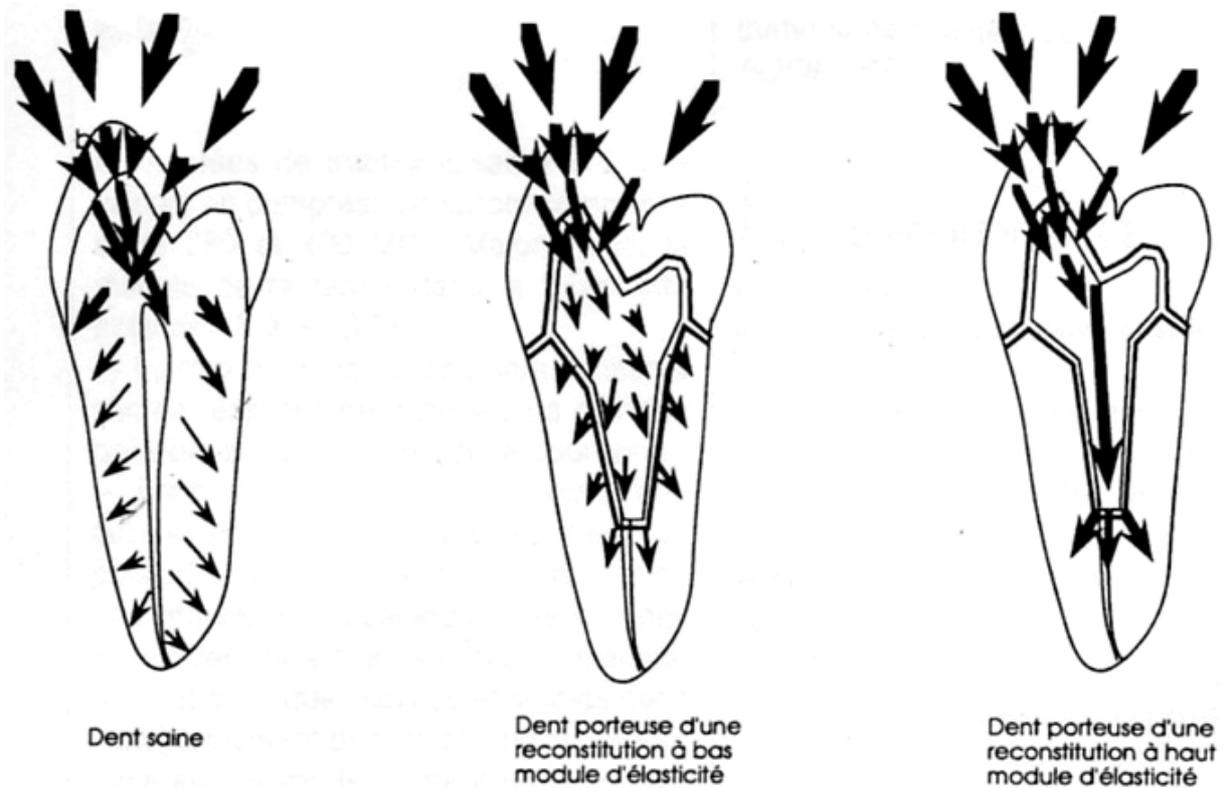
Un matériau dont le module d'élasticité est élevé (alliages, titane), concentrera la majeure partie des forces pour les retranscrire à son extrémité, sollicitant excessivement la partie apicale au détriment d'une répartition harmonieuse et égale des contraintes.

Dans les zones fortement sollicitées (pointe de cuspides), les éléments composant (prismes d'émail, canalicules dentinaires coronaires et radiculaires, travées dentinaires interradiculaires), sont perpendiculaires à la surface de la dent et semblent prêts à répondre à toutes directions de contraintes.

Dans le contexte de la reconstitution corono-radiculaire, les structures dentaires résiduelles vont supporter des contraintes nouvelles, amplifiées par nos inclusions prothétiques. Il faut donc définir :

- Les directions des contraintes dans une dent saine.
- l'effet produit par toute inclusion prothétique sur la valeur et l'orientation de ces contraintes dans les structures dentaires résiduelles.
- En troisième lieu, concevoir une reconstitution corono-radiculaire telle que les contraintes transmises à ces structures

coïncident en intensité et en direction avec les contraintes de la dent saine.



Répartition des forces selon le module d'élasticité de la restauration.

Figure 10, d'après Duret et coll. (49)

Si le module d'élasticité est faible, la répartition des forces se fait de façon uniforme et dans des directions proches de celles de la dent saine. A l'inverse, si le module est élevé, les forces sont concentrées dans les zones de forte friction (49).

1.2.2 - Le plan de traitement

En fonction du rôle de la dent dans la restauration finale, l'approche de la reconstitution se doit d'être différente :

- En présence d'une maladie parodontale provoquant une perte du support alvéolaire, la dent doit subir le minimum de contraintes.
- dans le cas d'une restauration unitaire, dans un environnement sain, une reconstitution foulée semble favorable.

- En vue d'une restauration multiple, il peut être intéressant de solliciter le laboratoire afin d'obtenir un parallélisme parfait et ne pas rencontrer de problèmes au cours de l'insertion.
- Si la dent se trouve support de crochet, ou d'un attachement de précision, elle subira des forces plus importantes (celles subies par sa fonction, auxquelles s'ajoutent celles liées à la stabilité de la prothèse)
- Si la situation occlusale est défavorable (faible hauteur, mais dimension verticale correcte), la réalisation d'une couronne à tenon de type Richmond® (que nous détaillerons dans la cinquième partie) semble préférable à une restauration à deux étages.

1.3 - Paramètres esthétiques

La valeur esthétique d'une dent naturelle est déterminée par les épaisseurs d'émail et de dentine sur lesquelles la lumière se réfracte et se réfléchit. Ces épaisseurs variant du collet de la dent au bord libre présentent à travers la translucidité de l'émail des qualités optiques différentes.



Photo 2

Photo 3

Influence de l'épaisseur d'émail sur la diffusion de la lumière (68).

Mac Lean précisait que « l'émail dentaire naturel est notre meilleur matériau de restauration et sa destruction au nom d'une dentisterie esthétique ne devrait intervenir qu'après mûre réflexion ». Partant de ce principe, le blanchiment devrait permettre de conserver les qualités optiques de la substance organique dentinaire (fluorescence) et, d'autre part, l'opalescence générée par la substance minérale de l'émail.

En revanche, lors d'un délabrement coronaire ayant entraîné la dépulpaion de la dent, le choix prothétique doit être réfléchi. Les impératifs esthétiques, de plus en plus présents dans l'activité quotidienne, pas seulement au niveau antérieur, doivent guider ce choix.

Actuellement, les matériaux composites ou céramiques, renforcés par une armature métal assurent un bon compromis. Cependant, l'absence d'armature métallique et l'amélioration des propriétés mécaniques des systèmes tout céramique orientent les conceptions prothétiques vers ce type de restaurations aux qualités optiques évidentes.

Figure 11 : transmission de la lumière en fonction du bandeau métallique (12).

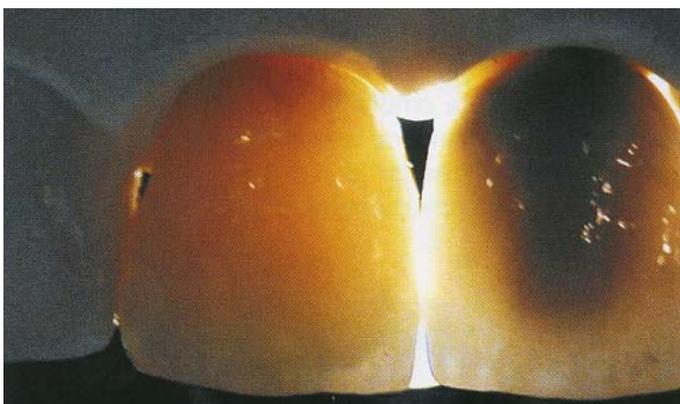
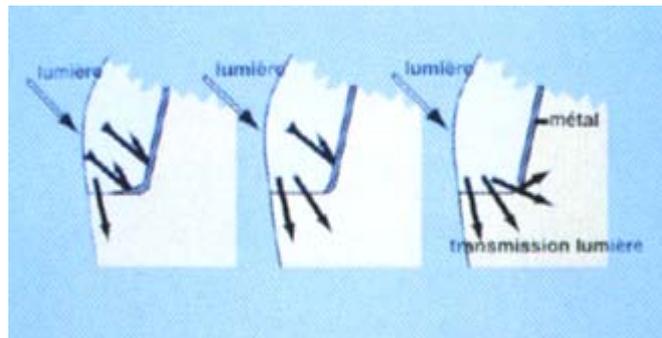


Figure 12 : la lumière circule totalement à travers la couronne céramique sans métal, visible à gauche (68)₂₈

Les différents procédés permettant l'absence d'armature en métal seront précisés ultérieurement (4.2, 4.3).

L'environnement paraodontal joue un rôle important également, notamment au niveau antérieur par la position des collets (alignement, récession, absence de dissymétrie lors du sourire).

1.4 - Paramètres liés au patient

Nous abordons ici les difficultés que nous pouvons rencontrer à cause de l'état général et l'attitude du patient. Ces facteurs doivent être évalués afin soit de différer le traitement, soit l'annuler purement et simplement :

- Pathologies générales :

L'entretien avec le patient permet de prendre en considération les antécédents. Le respect des conférences de consensus, résumées par l'ANAES (8), concernant la conduite à adopter en endodontie, maintient ou non la dent dans le plan de traitement.

- Motivation du patient

La restauration d'une dent dans son intégralité nécessite de nombreuses étapes, et donc plusieurs rendez-vous (endodontie, parodontie, reconstitution, et éventuellement couronne) qui devront être réalisées dans un délai relativement court (voir I.1.4). Il nous semble judicieux d'expliquer le déroulement du traitement au patient avant de débiter les soins et percevoir ainsi sa motivation pour la thérapeutique envisagée.

- Ouverture buccale limitée

Les risques sont essentiellement représentés par l'impossibilité d'atteindre les objectifs fondamentaux de préparation suite à un défaut d'accès (réalisation d'un mauvais axe de préparation, insertion difficile des instruments pour le logement canalaire, difficulté de pose des matériaux d'empreinte, pas de contrôle du flux salivaire, ...)

- Délais de cicatrisation et aspect économique

Les délais nécessaires pour obtenir la guérison de pathologies radiculaires et apicales sont variables. Classiquement, un délai minimal de six mois est demandé pour apprécier pertinemment les premiers signes de guérison.

En effet, déterminer la fiabilité et le pronostic d'un traitement endodontique n'est pas toujours aisé (62). Il est donc parfois nécessaire de différer la thérapeutique prothétique pour attendre les premiers signes d'une éventuelle guérison et ne pas engager le patient dans des frais prothétiques onéreux alors que le pronostic est incertain, voire mauvais.

La même remarque peut être faite en cas de traitements parodontaux, ou si une remise en condition occlusale est nécessaire (articulaire, musculaire, dentaire).

Lors de ces situations, une phase de temporisation est nécessaire, par des prothèses fixées ou par l'utilisation de prothèses adjointes provisoires.

2 - L'ancrage

Plusieurs interrogations nous viennent lorsque nous évoquons ce mot :

- . Quel est l'intérêt d'un tenon radicaire ?
- . Doit-il être systématique ?
- . S'il est utilisé, quelle forme, quel diamètre, quelle longueur doit-il avoir ?
- . Quelle doit être sa composition ?

Dans cette partie, nous nous attacherons à décrire le rôle du tenon dans la reconstitution, puis nous verrons les paramètres à prendre en compte au cours de sa réalisation.

2.1 - Influence du tenon

Il nous semble tout d'abord utile de préciser que, classiquement, on attribue deux rôles au tenon :

- celui de renforcer la dent support, par la participation à la répartition des forces auxquelles sont soumises les dents reconstituées.
- Celui de servir de moyens d'ancrage au matériau de reconstitution.

Or, plusieurs analyses montrent que le renforcement d'une dent par la présence d'un tenon radiculaire est impossible, quelque soit le tenon choisi :

Ainsi, dès 1979, Guzy et Nicholls (72) ont montré, dans une étude in vitro, que la mise en place d'un tenon radiculaire n'augmente pas la résistance à la fracture de la racine ; d'autres études ont confirmé ce résultat depuis, comme celles de Mc Donald et coll. (102).

Sidoli et coll. (140) sont parvenus à mettre en évidence une plus grande résistance d'une dent dépulpée sans tenon, et ce quelque soit le type de tenon utilisé (fibré ou métal, scellé ou collé).

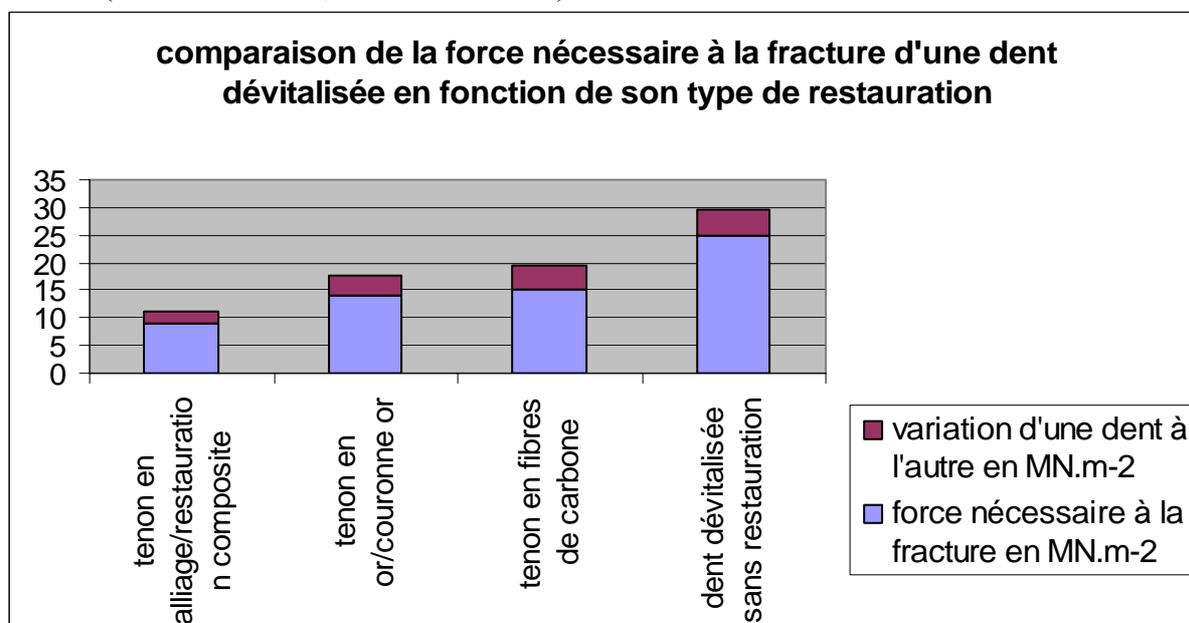


Tableau 11, d'après Sidoli et coll. (140)

Si un tenon doit être utilisé, c'est comme moyen d'ancrage du matériau de reconstitution coronaire.

Le système constitué par la dent, le tenon, le matériau de reconstitution et le ciment de scellement est hétérogène. Cette hétérogénéité se manifeste à différents niveaux :

- Hétérogénéité mécanique : avec des duretés et des modules d'élasticité différents, la dentine, le tenon, le

ciment et le matériau de restauration se comportent différemment faces aux forces occlusales. La multiplicité d'interfaces crée forcément des zones de fragilité, sources de descellements répétés ou même de fracture de la dent support.

- Hétérogénéité chimique : chacun des éléments du système présente plusieurs constituants pouvant interagir, mettant en péril l'équilibre biologique du système, avec un risque accru de corrosion et d'atteinte de l'intégralité apicale suite à la dégradation de l'obturation canalaire.
- Hétérogénéité structurale : la dentine est de structure tubulaire ; le tenon de structure phasique. Il en résulte des comportements physiques différents face aux variations thermiques, pHmétriques.

De plus, dans certaines situations cliniques, les tenons radiculaires peuvent être dangereux :

- la courbe des racines ; les dents postérieures n'ont que rarement des canaux radiculaires rectilignes.

Dents à racines courbes et/ou aplaties ou ovales	
16 et 26	
- concavité paroi distale de la racine MV	94%
- concavité paroi mésiale de la racine DV	31%
- concavité de la paroi vestibulaire de la racine P	17%
36 et 46	
- concavité paroi distale de la racine M	100%
- concavité paroi mésiale de la racine D	99%
14 et 24	
- concavité mésiale	
- racines frêles	

Tableau 12, d'après Duret et coll. (48)

L'utilisation de forets (principale technique utilisée lors de la réalisation du logement canalaire) conduit à un déplacement du canal, avec un affaiblissement des parois au niveau de la courbure et dans le 1/3 coronaire de la racine.

- Canaux de section ovale ou aplatie : fréquemment rencontré sur les prémolaires maxillaires, la mise en place d'un tenon préfabriqué dans de tels canaux conduit soit à l'affaiblissement de la racine si le tenon est efficacement appliqué, soit à une baisse considérable de la rétention du tenon (voir figure 2).
- Au cours de la réalisation de son logement : une statistique faite par Rud et coll. (130) en 1998, montre que 83% des problèmes iatrogènes rencontrés ont lieu lors de la réalisation du tenon.

Le tenon doit être une extension dans un canal mis en forme et non une intrusion dans la dentine radiculaire.

Il sert de rétention au matériau de restauration et doit donc, pour ne pas accentuer la fragilité dentaire, répondre à plusieurs critères que nous détaillons maintenant.

2.2 - Critères de choix

2.2.1 - Selon sa forme

On distingue deux grandes formes de tenons :

- Les tenons dits « préfabriqués ».
- Les tenons anatomiques.

2.2.1.1 - Les tenons préfabriqués

Quelque soit leur composition (métal, carbone, verre, zircone, titane), ils sont usinés et préformés.

Trois formes existent :

- cylindrique : reconnus comme très rétentifs. Cependant, leur insertion nécessite une mise en forme élargie dans la partie apicale de la racine, réduisant de façon importante l'épaisseur dentinaire pouvant aller jusqu'à la perforation dans le cas de racines étroites (pas toujours visible radiographiquement). Dans cette zone où se concentrent déjà les contraintes occlusales, les angles vifs de l'extrémité du tenon sont générateurs de tensions supplémentaires, responsables des fêlures ou des fractures radiculaires (102).



Fragilité des parois radiculaires à l'extrémité du logement 34

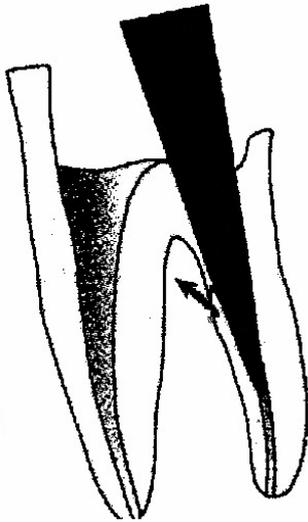
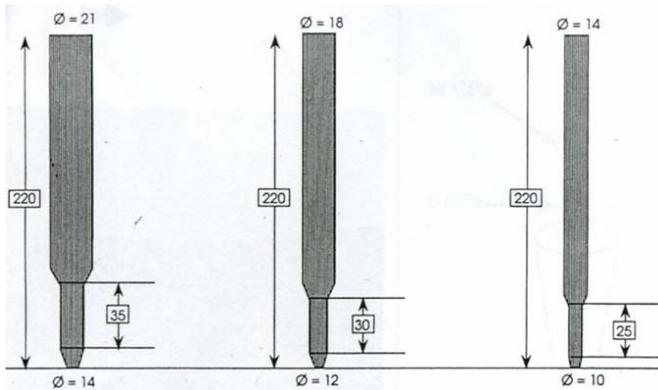


Figure 14, d'après Laviolle et coll. (87).

- cône : plus économe en tissu dentaire, mais leur rétention est bien inférieure à celles des tenons cylindriques, des tenons de faible cône tendent à résoudre ce problème. La forme effilée de l'extrémité apicale étant plus anatomique, on peut envisager une longueur du tenon supérieure à celle des tenons cylindriques. Mais, une cône importante diminue l'épaisseur dentinaire dans la zone coronoradiculaire et augmente les risques de fractures.

- cylindro-cône : composé d'une partie cylindrique améliorant la rétention et la stabilité du tenon dans son logement, et d'une partie apicale cône plus respectueuse de la morphologie radiculaire.

Certains tenons peuvent être composés de deux étages cylindro-cônes assurant une meilleure stabilisation.



Exemples de double étage cylindro-cônique issus des tenons en fibre de carbone.

Figure 15, d'après Duret et coll. (48).

Cette forme permet de diffuser les contraintes mécaniques dans des directions peu traumatisantes pour la dent et de répondre à la majorité des cas cliniques, à condition qu'aucune erreur ne se produise lors de toutes les étapes propres aux pièces prothétiques coulées.

Ces tenons existent en plusieurs diamètres et longueurs à adapter en fonction de la racine réceptrice.

2.2.1.2 - Les tenons anatomiques

Ils sont indiqués dans les racines ovalaires, retrouvées essentiellement sur les prémolaires (130).

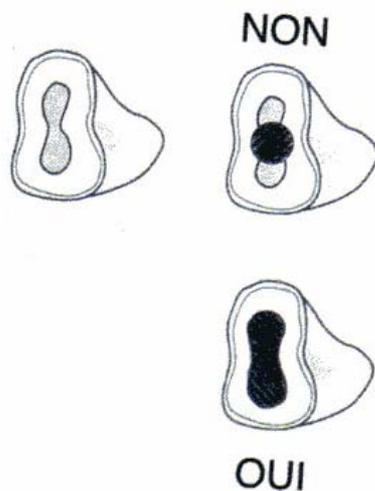


Figure 16 : un tenon de section cylindrique est inadapté à la morphologie canalaire à la différence du tenon anatomique (65).

En épousant la morphologie de la racine après préparation homothétique, ils offrent l'avantage d'éviter d'affaiblir la racine dans le sens mésio-distal et permettent d'exploiter toute la surface rétentive du canal.

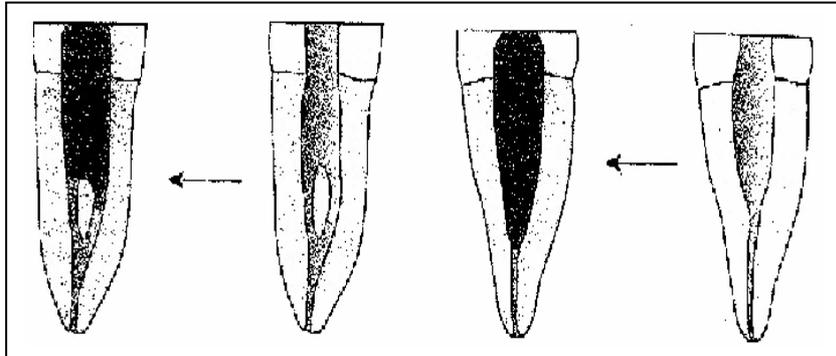


Figure 17 : les prémolaires maxillaires sont l'exemple même des dents de morphologie variée et complexe. Les tenons anatomiques peuvent présenter les formes les plus diverses, n'ayant parfois qu'un lointain rapport avec un tenon classique (87).

Toutefois, des études réalisées *in vitro*, comme celles de Felton et coll. (52) ou Yaman et Thorsteinsson (166), ont montré que, d'un point de vue mécanique, la forme du tenon n'influence pas vraiment la résistance à la fracture d'une dent traitée. Ainsi, le choix doit plutôt être réalisé en fonction des besoins de rétention, et de sa composition :

- Les tenons en métal existent sous les trois formes citées dans les tenons préfabriqués.
- Les tenons fibrés sont soit à étage, soit cylindro-côniques de faible diamètre.
- Les tenons en zircone sont cylindro-côniques.

Tous ces tenons sont dits « passifs », car ils s'insèrent dans le logement canalaire de façon lisse. A l'inverse, il existe des tenons « actifs » : ceux-ci sont en fait vissés dans la dentine radiculaire. De par leur filetage, la rétention est considérablement accrue ; cependant, les contraintes imposées à la racine provoquent une fracture qu'elle soit immédiate ou tardive ; ce procédé est donc à proscrire (125).

2.2.2 - Selon sa longueur

Aucune longueur arbitraire n'est définie. Elle dépend de la morphologie et de l'orientation de la racine.

D'un point de vue mécanique, il est pré-établi qu'une grande profondeur du tenon produit une meilleure distribution des charges. Les tenons longs répartissent mieux les contraintes sur toute la racine.

Ce constat a été mis en évidence par la méthode des éléments finis (117) = méthode numérique d'analyse des contraintes dans les solides de forme complexe. Le principe est de substituer à une structure réelle, un modèle

simplifié, ne réalisant que quelques propriétés jugées importantes. Cette méthode est basée sur la fragmentation (discrétisation) de la structure réelle en un nombre fini d'éléments de forme géométrique simple que le logiciel analysera séparément puis globalement ;

Une force axiale de 15N est appliquée sur une prémolaire reconstituée d'un tenon titane cylindrique (diamètre=1.3mm), dont la longueur varie, et d'une couronne en Ni-Cr :

- 1/ L tenon = $\frac{1}{3}$ L radiculaire
- 2/ L tenon = $\frac{1}{2}$ L radiculaire
- 3/ L tenon = $\frac{2}{3}$ L radiculaire

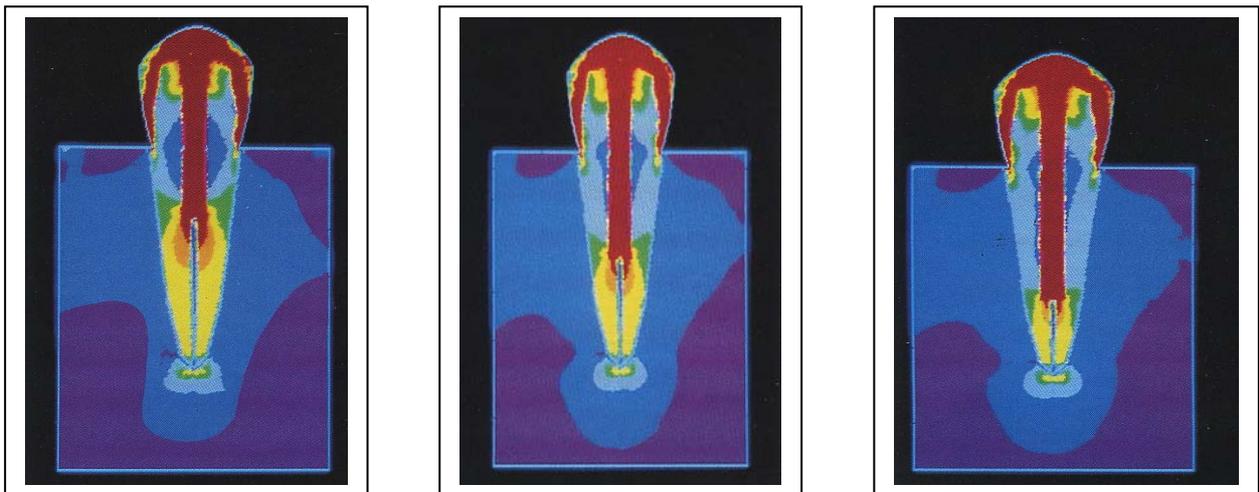


Figure 18-19-20 : visualisation des contraintes équivalentes de Von Mises (117).

très élevée, les risques de fracture de déformation plastique est le plus important.

On observe des concentrations de contraintes de compression localisées entre l'apex et l'extrémité du tenon d'une part, et au niveau de la limite cervicale d'autre part.

Les résultats montrent que l'effet de coin est plus fort pour des tenons courts. Ainsi, les tenons dont la longueur atteint les $\frac{2}{3}$ canaux génèrent globalement moins de contraintes sur le substrat dentinaire que les tenons plus courts.

De même, les contraintes de traction et de compression diminuent en intensité, mais surtout en volume avec l'augmentation de la longueur :

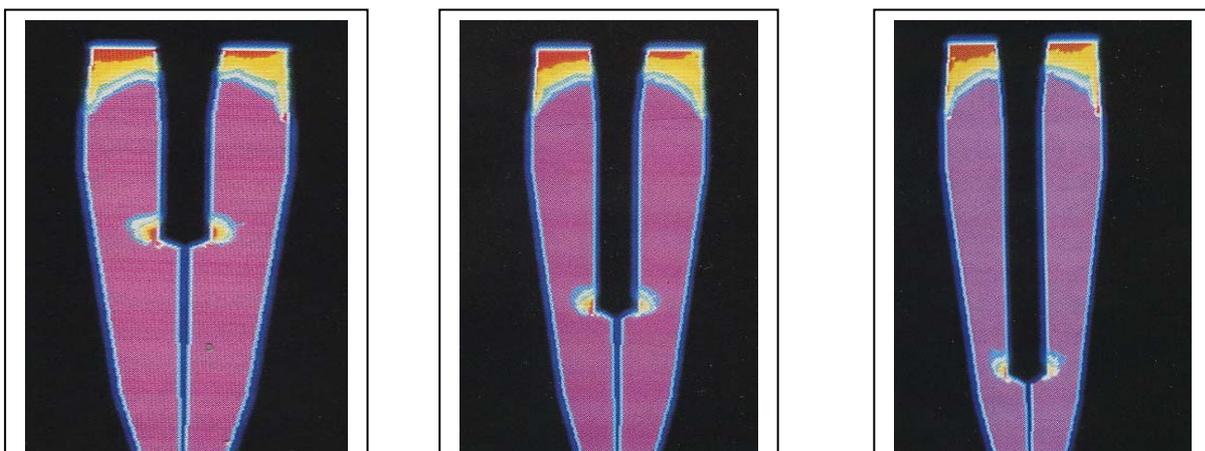


Figure 21-22-23 : visualisation des contraintes de traction (117).

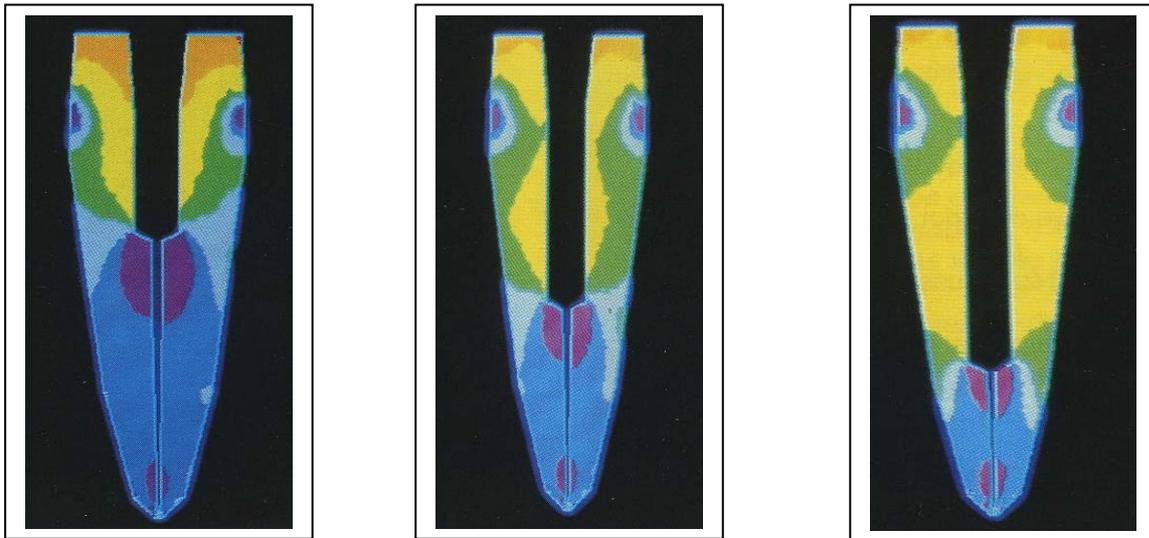


Figure 24-25-26 : visualisation des contraintes de compression (117).

doit :

- être supérieure ou égale à la hauteur de la couronne clinique.
- Correspondre à la moitié de la hauteur osseuse.

Cependant, certains critères cliniques nous amènent à poser des restrictions à ce constat :

°Quelque soit la racine :

- La préparation du logement de tenon peut constituer une source de recontamination des canaux obturés si la partie apicale de l'obturation résiduelle n'est pas d'une longueur ou d'une densité suffisante. Une perte d'étanchéité est également observée en cas de désobturation au-delà d'un canal latéral (104). Alves et coll. (7) ont ainsi mis en évidence in vitro que la pénétration bactérienne, pour franchir 5 mm d'obturation résiduelle, est de 62 jours, mais seulement de 23 jours pour les toxines.

La qualité du scellement est directement proportionnelle à la longueur d'obturation résiduelle, et ce quelque soit la technique de désobturation employée.

Plusieurs études ont tenté de quantifier un seuil minimum pour que le scellement apical reste efficace : Mattison et coll. (103) dès 1984 avait estimé à 5 mm la longueur persistante de traitement nécessaire. Plusieurs études l'ont confirmé depuis, dont Abramovitz en 2001 (3).

- Le tenon doit s'adapter à la morphologie radiculaire. Un tenon au $\frac{2}{3}$ de la longueur sur une racine grêle peut fragiliser les parois.

°Pour les racines courbes :

Le tenon ne doit jamais dépasser l'amorce de la courbure, au risque de fragiliser la paroi radiculaire, voire d'atteindre la perforation.

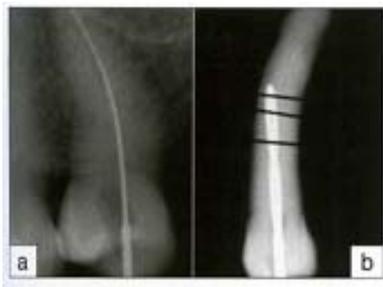


Fig. a : racine de 15 présentant une courbure matérialisée par l'instrument endodontique.

Fig. b : le forage a dépassé la naissance de la courbure, à la limite de la perforation.

Figure 27, d'après Geoffrion et coll. (65).

La règle n'est donc pas absolue et la situation clinique nous impose des compromis : il est préférable d'envisager deux tenons courts sur deux racines différentes d'une molaire, plutôt que de concentrer l'ensemble sur un seul tenon, et rendre ainsi une seule racine responsable des contraintes de la restauration.

2.2.3 - Selon son diamètre

Une réflexion s'impose tout d'abord : d'un point de vue éthique, il nous semble choquant d'imposer à la dent une mutilation parfois excessive pour l'adapter à la forme du tenon, autrement dit devoir ajuster les structures résiduelles de la dent déjà fragilisée aux dimensions du tenon plutôt que de tenter d'adapter l'ancrage radiculaire à la morphologie de l'espace endodontique.

De plus, sur le plan purement anatomique, l'ajustage du tenon, qui devrait s'appliquer à toute la périphérie du logement canalaire est irréalisable. On sait

que la section des canaux est, non circulaire, mais le plus souvent aplatie, parfois en forme de huit (notamment les prémolaires maxillaires).

Forme du (des) canal(aux) au 1/3 moyen des racines.

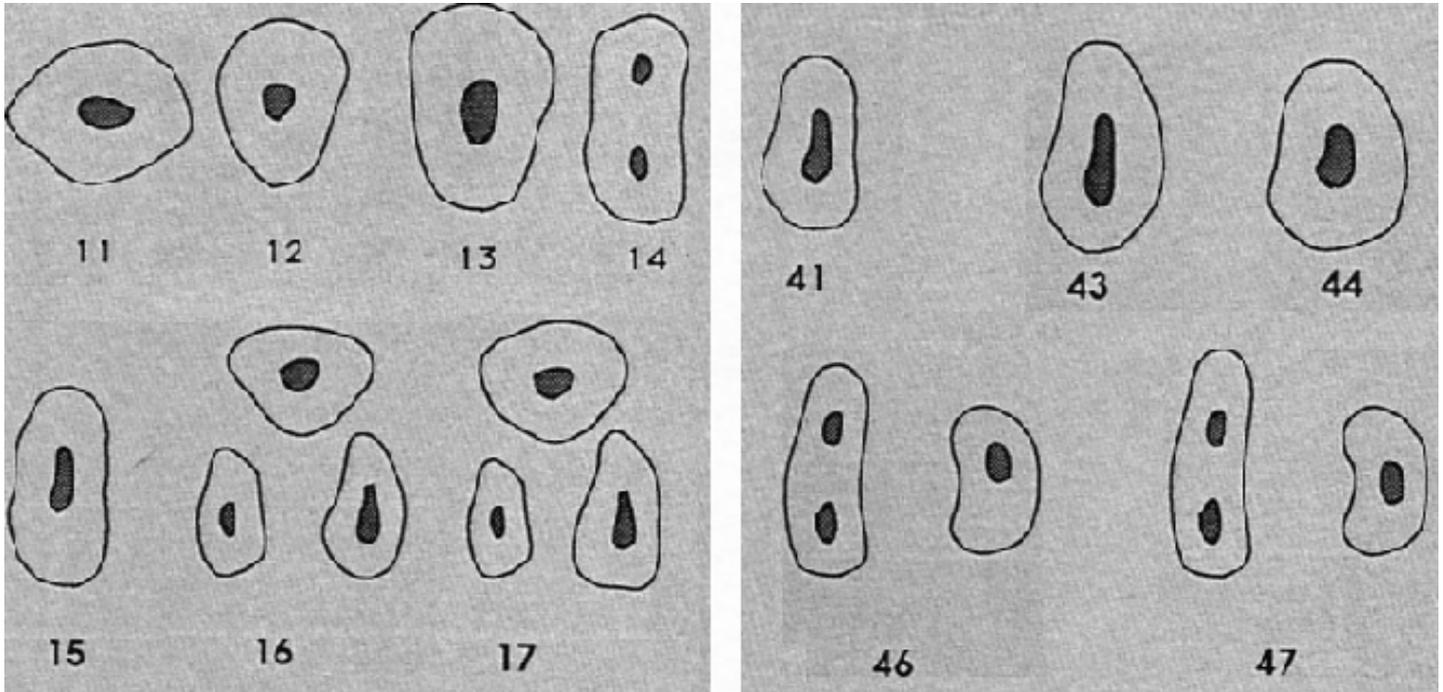


Figure 28, d'après Duret et coll. (48).

En conséquence, à moins d'atteindre des diamètres de forages élevés et très mutilants, impensables au vu des risques de perforation, un logement de section circulaire préparé avec un foret de section raisonnable laisse obligatoirement des zones non instrumentées souillées de matériaux endodontiques et débris dentinaires. D'autant plus qu'un diamètre important ne majore pas la rétention de la reconstitution (121).

De nombreux auteurs sont d'accord pour reconnaître que l'élargissement excessif du canal affaiblit la dent et est responsable de fractures sous des charges fonctionnelles. Ainsi, Mattison, dès 1982 (100), Lloyd et Palik (94), ou Creugers (38) plus récemment l'ont démontré.

Asmussen et coll. (11) ont évalué l'influence du diamètre du tenon par la méthode des éléments finis :

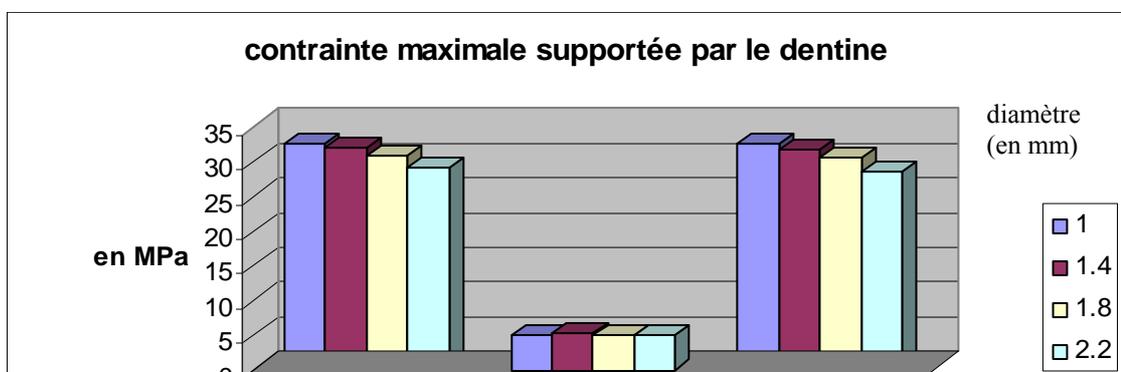


Tableau 13, d'après Asmussen et coll. (11).

Il en ressort que la résistance à la traction et la contrainte de Von Mises sont inversement proportionnelles au diamètre du tenon.

Ainsi, plus le diamètre est élevé, moins la dent est résistante.

Nous pouvons ainsi définir un diamètre conseillé du tenon en fonction du type de dent restaurée et de la taille de la racine d'appui (70) :

- pour les dents aux racines de faible épaisseur (comme les incisives mandibulaires), un diamètre de forage de 0.6 à 0.7 mm est recommandé.
- pour les dents aux racines épaisses (incisives et canines maxillaires, racine palatine des molaires maxillaires, racine distale des molaires mandibulaires) ; nous recommandons un diamètre de 1 à 1.2 mm.
- en ce qui concerne les prémolaires, surtout maxillaires, un diamètre de 0.7 mm est conseillé. En effet, ces dents présentent souvent des canaux de forme ovale et une section trop large affaiblit les parois.

Dans tous les cas, il faut conserver 1.2 mm d'épaisseur dentinaire radiculaire. En dessous de ce seuil, le risque de fracture est très élevé.

2.2.4 - Selon sa composition

De nombreux matériaux sont utilisés actuellement pour composer les tenons. Nous pouvons les classer en trois grands groupes :

- Les alliages : composé de métal, ce sont les premiers mis en œuvre et encore actuellement les plus utilisés.

- Les tenons fibrés : opposés aux précédents, ils sont constitués d'une base en résine à laquelle on adjoint des fibres (verre, quartz, carbone)
- Le zircon : le dernier né, développé en regard des souhaits esthétiques des patients.

2.2.4.1 - Les alliages

Les tenons issus des alliages métalliques (qu'ils soient précieux ou non) présentent les propriétés mécaniques les plus élevées :

	Cobalt-Chrome durci	Nichel-Chrome durci	alliage d'or durci	Titane durci
module d'élasticité (en GPa)	240	210	95	130
limite élastique (en MPa)	1000	900	550	700
résistance à la rupture (en MPa)	1800	1350	825	1000
dureté B.H.N	250	225	220	225
allongement à la rupture (en %)	2	1	3	

Propriétés mécaniques comparés des alliages (26) Tableau 14.

Le cobalt chrome (symbolisé Co-Cr) apparaît comme le matériau le plus rigide, le nickel chrome étant très proche, suivi par le titane, et les alliages précieux (à base d'or).

Une étude récente (106) a même estimé que les tenons en titane présentaient des valeurs de résistance à la fracture similaires aux tenons en alliage classique.

Ainsi observés, ces tenons semblent les plus appropriés car les plus à même de soutenir les fortes contraintes appliquées à la restauration.

Cependant, quelques remarques complémentaires sont nécessaires :

- le module d'élasticité élevé empêche une diffusion des forces sur l'ensemble de la dentine radiculaire, mais les concentre à l'extrémité apicale du tenon, augmentant le risque de fracture au niveau de cette zone (voir figure 10, p.25)

- Ces matériaux sont dits « isotropes » : nous admettons alors qu'ils ont, en un même point, les mêmes propriétés mécaniques dans toutes les directions.
- La dureté, variant de 200 à 350 VHN, selon la structure et les traitements thermiques antérieurs, rend l'usinage difficile, et implique surtout la nécessité d'une finition parfaite des maquettes en cire, limitant considérablement les éventuelles retouches.
- La corrosion électro-chimique :

Elle se définit comme l'altération d'un matériau sous l'action du milieu ambiant. Encore appelée galvanique, elle se produit entre deux matériaux ayant des potentiels d'oxydo-réduction très différents. Ceux-ci vont se comporter comme une pile, par l'intermédiaire d'un électrolyte (la salive dans la cavité buccale).

Ce couplage induit un courant galvanique : plus ce courant est élevé, plus la vitesse de corrosion de l'alliage le moins noble augmente. Cette corrosion peut se produire entre deux alliages situés à distance sur l'arcade ou entre une reconstitution corono-radiculaire et la suprastructure prothétique ;

L'alliage le plus électronégatif s'altère. C'est pourquoi il faut toujours associer des alliages de potentiel identique ou neutre, ce qui est facile lorsque tenon, inlay et reconstitution sont coulés. Dans le cas d'une restauration foulée, le tenon, s'il se corrode, provoque une fragilisation de la racine, pouvant aller jusqu'à la destruction complète de celle-ci.

Métaux	Potentiel
Ca	-2,87
Al	-1,67
Cr	-0,71
Ti	-0,336
Ni	-0,25
H	0
Cu	0,522
Ag	0,7995
Hg	0,854
Au	1,42

Tableau 15, d'après Burdairon (26).

L'or est le seul des alliages utilisés en dentisterie ayant un potentiel positif ; l'effet de pile jouera au maximum s'il est associé à un autre métal (titane, Ni-Cr, Aluminium).

Comme l'ont montré Anusavice et coll. (9), le titane est l'alliage le plus résistant à la corrosion.

Ces paramètres vont provoquer une désolidarisation progressive qui peut aboutir :

- ° à une fracture radiculaire ;
- ° à la destruction du tenon ;
- ° mais plus fréquemment au descellement de la restauration.

2.2.4.2 - Les tenons fibrés

Afin de contourner ces inconvénients, d'éviter les phénomènes de corrosion, et présenter des propriétés mécaniques se rapprochant le plus possible de celles de la dentine, la recherche s'est orientée vers des tenons non métalliques : ainsi, des tenons composite renforcés par des fibres sont apparus il y a une quinzaine d'années.



Exemples de tenons fibrés :

T. fibre de carbone (à gauche)

T. fibre de quartz (au centre)

T. fibre de verre (à droite)

Figure 29, d'après Ricketts et coll. (125)

Les tous premiers faisaient appel aux fibres de carbone. La naissance de ce matériau, utilisé dans de nombreux domaines comme l'aéronautique, les technologies de l'espace et de communication, l'industrie automobile, et la fabrication de biomatériaux, remonte aux années 1950 avec les travaux, publiés en 1961, de Shindo, de l'institut de recherches industrielles d'Osaka.

En odontologie, le premier tenon en fibres de carbone, apparu en 1988, a été le composipost® (RTD, distribué par Bisico) (47-48). Ces tenons sont composés de deux parties :

- des fibres de carbone, de 7µm de diamètre, équitendues et unidirectionnelles dans l'axe du tenon. Elles représentent 64%, en volume, du tenon.
- une matrice organique qui sert de liant aux fibres ; elle en représente 36%.

Avant de pouvoir être utilisées dans les composites à matrice organique polymère, les fibres de carbone doivent subir deux traitements pour améliorer leur maniabilité et leur compatibilité avec les résines.

Le premier consiste en une oxydation par air chaud ou par voie chimique ou électrolytique afin de créer sur leur surface des groupes réactifs qui se combinent à la résine pour faciliter son accrochage lors de la mise en œuvre.

Le second est un ensimage, c'est-à-dire un enrobage de la fibre avec un alcool polyvinylique ou une résine époxyde ; cet ensimage assure une protection mécanique de la fibre, qui garantit son intégrité pendant son transport et son tissage et qui améliore également l'adhérence de la matrice.

Les fibres de carbone se caractérisent par une résistance élevée, allée à une grande légèreté : densité de 1.75 (fibres à haute résistance) à 1.9 (fibres à très haut module). Elles sont donc associées, pour former le matériau composite, à une matrice organique : celle-ci pouvant être soit de type polyépoxyde, soit un ester de vinyle.

Ces tenons sont fabriqués par usinage au moyen de meules, d'un jonc de 2 mm de diamètre. Le principe de fabrication de ce jonc est dit de pultrusion.

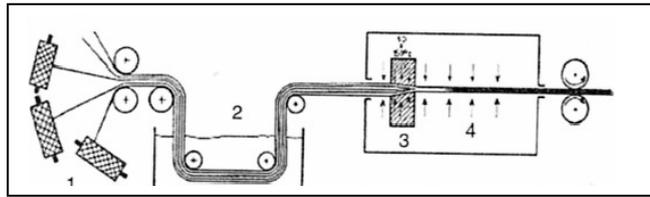


Schéma d'une installation de pultrusion.
1-bobine de fibres. 2- résine. 3- filière de calibrage. 4- étuve.

Figure 30, d'après Trotignon et coll (159).

Le procédé de pultrusion (to pull : tirer) consiste à tirer des fibres imprégnées de résine thermodurcissable à travers un moule filière où s'effectuent la mise en forme et la réticulation.

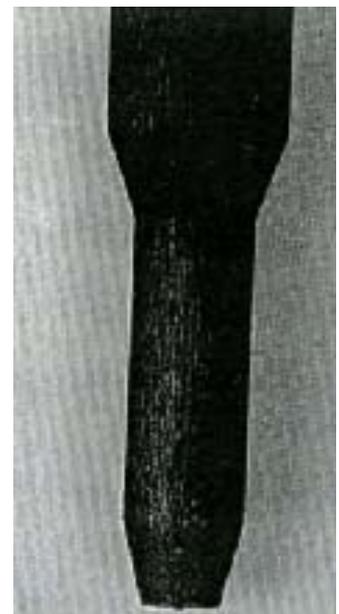
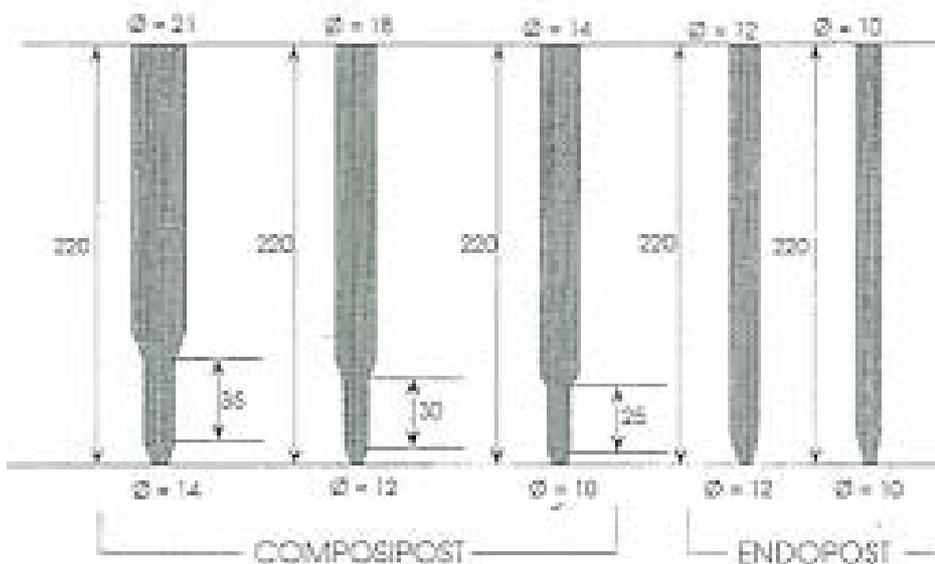
Tout en maintenant la tension des fibres, le volume du faisceau de fils continus imprégnés se voit progressivement diminué. Au fur et à mesure que ce volume diminue, le taux de fibres du matériau augmente d'autant, jusqu'à l'obtention du pourcentage exigé pour atteindre les valeurs mécaniques recherchées, tout en respectant le taux limite pour le respect d'une bonne interface fibre-matrice. Lors du passage dans la dernière filière, le matériau non encore polymérisé se présente ainsi :

- les fibres sont équitendues
- l'imprégnation des fibres par la matrice est maximum

Toute cette fabrication est réalisée en continu. Les fibres sont équitendues en permanence et c'est le temps de passage dans le site de polymérisation qui fixe le temps de polymérisation et de stabilisation.

A la sortie de la chaîne, le matériau se présente sous la forme d'un jonc continu de 25/10 de diamètre.

L'usinage de l'échantillon permet de réaliser un tenon de forme et de diamètre choisi. Deux formes principales existent :

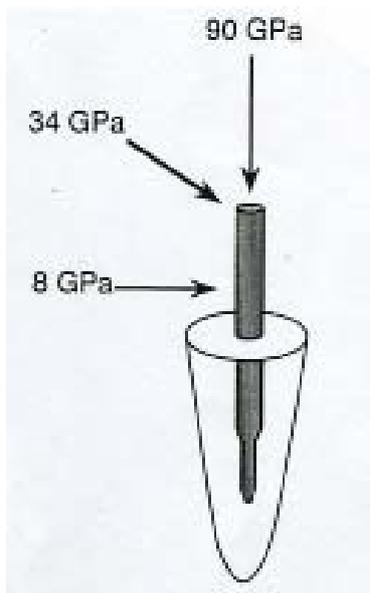


Figures 31-32 : formes possibles d'un tenon carbone : cylindro-conique (endopost) ou double cylindro-conique (composipost).

D'après Duret et coll. (49).

Les propriétés mécaniques de ce tenon sont particulièrement élevées :

- Cisaillement : le taux de fibres élevé (64% en poids) donne au tenon des valeurs en cisaillement exceptionnellement élevées (170MPa), ce qui réduit considérablement le risque de fracture dans des conditions physiologiques normales.
- Compression : sa résistance en compression de 440MPa le situe légèrement au dessus des structures dentaires associées.
- Module d'élasticité : il s'agit d'un matériau anisotrope. Dans ce cas, le module en traction/compression est variable suivant l'angle d'application de l'effort par rapport à l'axe des fibres. Cette propriété va moduler les effets des contraintes et nous permettra d'augmenter sans danger la surface de l'interface tenon/dentine.



Effets d'une valeur anisotrope sur les valeurs du module d'élasticité :

Dans l'axe des fibres, le module d'élasticité est proche de celui de la dentine coronaire = 90 GPa pour 80 GPa.

Si la contrainte fait un angle de 20° avec la perpendiculaire à l'axe des fibres, il n'est plus que de 34 GPa.

Si la contrainte fait un angle de 0° avec la perpendiculaire à l'axe des fibres, il tombe à 8 GPa.

Dans le cas d'un tenon métallique, le module d'élasticité reste le même, quelque soit l'orientation de la force.

Figure 33, d'après Duret et coll.
(48).

Ainsi, lors des contraintes exercées lors de la mastication, les plus fréquentes et qui provoquent fissures et fractures, au moment où l'on broie les aliments avant le retour en relation centrée, le module d'élasticité a une valeur moyenne de 21 GPa, ce qui le positionne très proche du module de la dentine radiculaire (18GPa). Ceci permet de réduire le risque de fracture radiculaire et le risque de descellement.

Plusieurs études ont été réalisées pour évaluer la pérennité de ces tenons :

- Dallari et coll. (40) ont relevé deux fractures sur 575 restaurations dans une étude clinique faite sur six ans.
- Une étude rétrospective (60) a évalué les résultats cliniques des tenons en carbone après trois ans en bouche :

Un panel de 236 patients a été traité pendant un an ; 146 ont accepté de participer à l'étude pour un total de 236 dents soignées et restaurées avec un tenon en fibre de carbone (130 maxillaires, 106 mandibulaires). Au moment de l'analyse, l'âge moyen des restaurations était de 32 mois (de 27 à 41 pour les extrêmes). L'observation portait sur l'état parodontal, d'éventuels signes radiologiques, et les résultats prothétiques.

Résultats : ° 5 dents (2%) ont été extraites, mais la perte n'a pas été attribuée au tenon carbone.

° Aucune différence entre les dents traitées et les dents de contrôle n'a été observée au niveau parodontal (accumulation de plaque, inflammation gingivale, poches parodontales).

° Aucune fracture des tenons n'a été enregistrée.

Le bilan, après quelques mois cliniques est probant.

- L'étude de Ferrai et coll. (54), elle aussi sur six années, mais sur un échantillon plus large de 1304 dents traitées, ne révèle que 3.2% de perte.

Il semble ainsi que la pérennité de ces restaurations soit bonne.

Cependant, d'autres études ont été réalisées afin de comparer ces tenons à ceux déjà utilisés :

- Sur le plan physique :

° Ces tenons présentent une plus faible résistance à la fracture que les tenons en alliage, comme l'ont montré Sidoli et coll. (140).

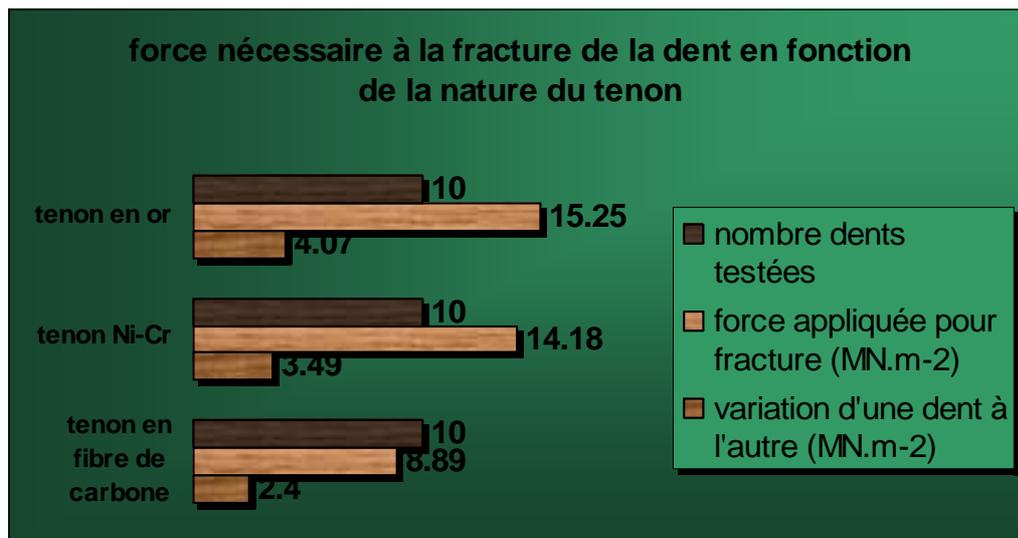


Tableau 16, d'après Sidoli et coll. (140)

Ces résultats sont confirmés par Martinez un an plus tard (98).

type de restauration	force moyenne appliquée provoquant une fracture (en kg)	minimum (en kg)	maximum (en kg)
tenon en fibre de carbone+restauration composite	103.7	34	260
tenon en alliage+restauration en métal	202.7	54	488

Tableau 17 : étude réalisée in vitro sur deux groupes de 22 prémolaires chacun, dévitalisées et récemment extraites.

° Leurs propriétés mécaniques semblent assez proches de celles de l'or. Une étude, réalisée en 2002 (107), a comparé les deux types de tenons et constate qu'ils présentent tous les deux une même résistance à la fracture.

Toutefois, les auteurs ne comparent que le tenon, et pas la restauration entière. Il semble qu'une restauration complète en or soit plus résistante qu'une reconstitution associant tenon carbone et composite de restauration, comme l'ont montré Sidoli et coll. (résultats développés précédemment). Ceci met en évidence la plus faible résistance du composite (nous y reviendrons dans la troisième partie de notre exposé).

° Enfin, on leur attribue une meilleure résistance que le titane.

- Sur le plan de la corrosion :

Foret et coll. (55) ont évalué le potentiel électrochimique d'un tenon en fibre de carbone, en l'associant avec de l'or, du Ni-Cr, et de l'amalgame dans une salive artificielle ;

On observe une activité électrochimique lorsque le tenon est mis en contact avec l'amalgame et avec l'alliage Ni-Cr ; rien ne se passe avec le métal précieux ;

Ainsi, deux conclusions peuvent être tirées :

- Le tenon en fibre de carbone doit être intégralement recouvert par le matériau de restauration pour ne pas créer une pile par voie salivaire.
- Le matériau de reconstitution ne peut être un amalgame.

De plus, une étude basée sur la méthode des éléments finis (167), a montré que le tenon fibré réagissait plus aux modifications thermiques qu'un tenon métal. La haute conductivité thermique du métal tend à réduire le gradient de température, et donc diminue le flux de chaleur dirigé vers la dentine. A l'inverse, un tenon fibré transmet ces variations et peut provoquer un remaniement dentinaire.

L'auteur recommande d'utiliser un tenon métal sous une restauration métallique.

Le tenon en fibre de carbone n'est pas un isolant thermique pour la dentine.

Au final, on se rend compte que ces tenons présentent une résistance à la fracture plus faible que les tenons métalliques. Mais, si l'on observe la localisation des fractures, on remarque que, si les tenons métal résistent mieux, grâce à leur module d'élasticité et la transmission des forces qui en résultent, la fracture se localisera essentiellement au niveau de la dent elle-même, entraînant

une perte de substance supplémentaire. A l'inverse, la cassure d'une reconstitution corono-radulaire avec tenon carbone concerne le plus souvent la restauration elle-même, permettant une réponse et un pronostic positif de la dent.

Ainsi, Martinez-Insua et coll. (98) révèlent que seulement 5% des fractures touchent la dent elle-même, contre 91% des restaurations métalliques coulées (122).

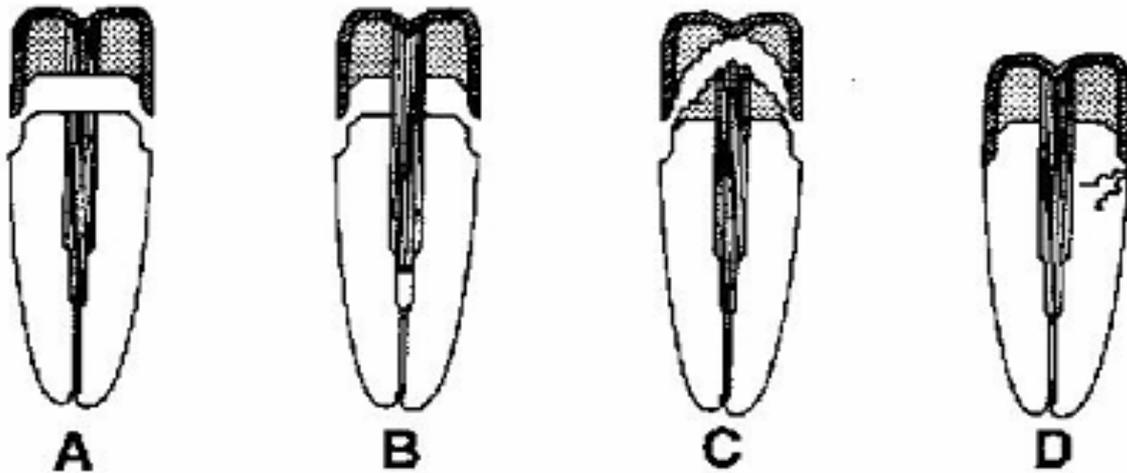


Figure 34 ; représentation schématique du mode de fracture de dents restaurées par tenon carbone, composite , puis couronne : A=59%, B=18%, C=18%, D=5%.

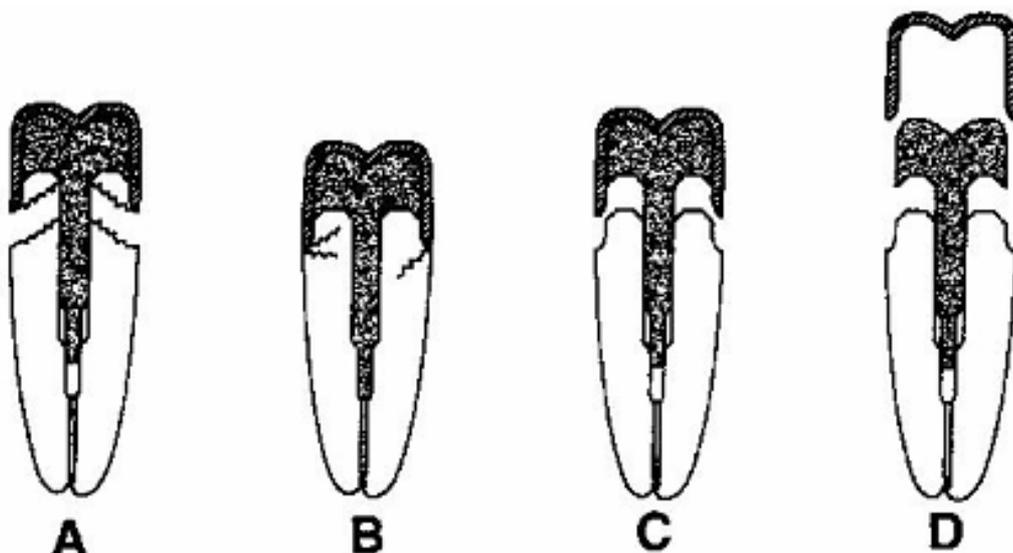


Figure 35 : représentation schématique du mode de fracture de dents restaurées par inlay-core métallique, puis couronne Ni-Cr : A=59%, B=32%, C=4.5%, D=4.5%.

D'après Martinez et coll. (98).

Akkayan et Gülmez (5) vont même plus loin : leur analyse porte sur quatre tenons de composition différentes (titane, fibre de quartz, fibre de verre, zircone). Dans 100% des cas, une fracture sur une dent restaurée par un tenon en titane est catastrophique, contre seulement 20% pour les tenons fibre de quartz.

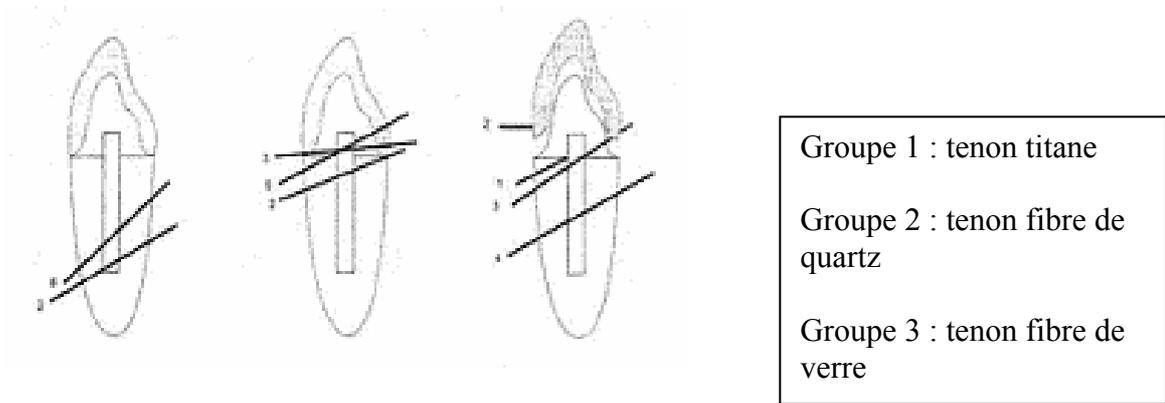


Figure 36 : mode de fracture selon la composition du tenon.

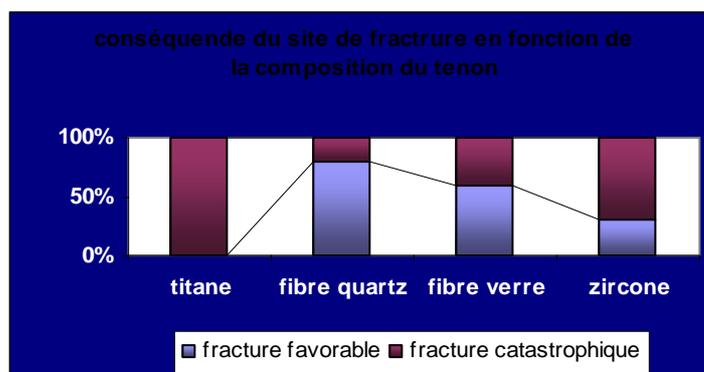


Tableau 18, d'après Akkayan et coll. (5).

Remarque : il nous semble toutefois intéressant de préciser que la majorité des études sur lesquelles nous nous basons ont été réalisées *in vitro*. Or, la résistance à la fracture, par exemple, est déterminée dans ce cas par la force appliquée en un seul point à un instant « t ». *In vivo*, les fractures sont la résultante de faibles contraintes appliquées régulièrement sur une longue période.

De plus, le support parodontal n'est pas pris en compte.

Depuis peu, devant la demande des patients pour des soins esthétiques, particulièrement en secteur antérieur, symbolisée par le développement des couronnes céramo-céramiques, nous nous devons d'utiliser des matériaux affectant le moins possible le résultat des soins.

En effet, il a été démontré (162) qu'avec une épaisseur de 2 mm de céramique, aucune différence de couleur n'était visible. Par contre, si l'épaisseur diminue à 1.5 mm, l'utilisation d'un spectrophotomètre montre une différence de brillance. Et si l'on descend à moins d'1.5 mm d'épaisseur, le matériau de restauration sous-jacent ressort et les avantages de la couronne tout céramique sont perdus.

De plus, les recherches actuellement menées tendent à montrer l'intérêt d'un ancrage collé, permettant une meilleure distribution des forces dans la racine support (nous développerons ce point ultérieurement).

Pour répondre à ces nouveaux principes, se sont développés des tenons composite à base de fibres de verre ; la fabrication reste la même que pour les tenons carbone, mais on remplace les fibres de carbone par des fibres de verre. Leur composition, bien que variables selon les fabricants, est globalement comme suit :

- Une matrice de résine associée à de micro-charges (40% du volume).
- Des fibres de verre uni-directionnelles, d'un diamètre de 10µm environ, représentant 60% du volume.

Ces tenons existent sous forme cylindro-côniques, ou bien sous forme dite « à étages ».

Leurs propriétés mécaniques sont similaires au tenon carbone :

$$E = 40 \text{ GPa}$$

Résistance de cisaillement = 90 MPa (sensiblement plus faible que celle des tenons carbone)

Plusieurs tests ont été appliqués à ces tenons, et notamment par Newman et coll. (112). Ils opposent les tenons fibre de verre à des tenons fibrés standards et à des tenons métaux :

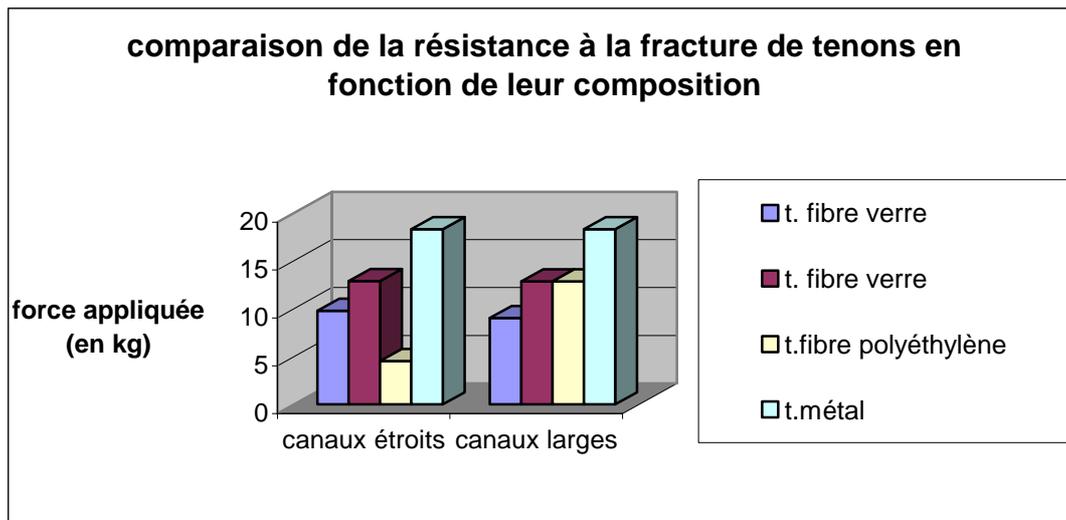


Tableau 19, d'après Newman et coll. (110).

On constate que, comme pour les tenons carbone, leur résistance à la fracture est plus faible (de 9 à 12.9Kg) que celles des tenons métaux. Mais, ces tenons provoquent moins de fractures radiculaires (aucune dans cette étude) que les métaux (3/10 ici).

Toujours pour les mêmes raisons, et pour mieux répondre aux souhaits esthétiques, des tenons formés en fibre de quartz ont été créés. Selon les fabricants, leurs propriétés similaires à celles des tenons carbone, ils sont biocompatibles, faciles à utiliser, et apportent un bonus esthétique.

Une étude clinique (96), *in vivo*, sur une période de 30 mois, a été réalisée en 2003 ; elle porte sur 180 dents restaurées par 205 tenons en fibre de quartz. On observe trois fractures, toutes touchant la reconstitution. Aucune ne se situe au niveau du tenon, ni au niveau de la racine. Dans les trois situations, il a été possible de remplacer la reconstitution.

Ces tenons semblent présenter les mêmes caractéristiques que les tenons en fibre de carbone ;

- même résistance, plus faible que les tenons métalliques
- moins de fractures radiculaires
- pas de corrosion si non exposés

Ils présentent l'avantage d'avoir de meilleures propriétés optiques et donc d'offrir de meilleures possibilités esthétiques.

Toutefois, il faut noter qu'à l'heure actuelle, très peu d'études cliniques ont été réalisés (encore plus pour les tenons en quartz). Même si les premiers résultats paraissent positifs, nous manquons incontestablement de recul clinique

nécessaire pour tirer des conclusions catégoriques sur leur utilisation plus systématique.

2.2.4.3 - Les tenons céramisés

Depuis l'avènement de combinaisons de céramiques à haute résistance mécanique, la voie s'est ouverte à de nouvelles possibilités en matière de réhabilitation post-endodontique. Parmi celles-ci, le développement de la zircone est un atout incontestable.

Ce terme peut prêter à confusion tant est grande la palette de ses formes utilisées dans notre activité. Le mot « zircone » viendrait du nom persan « Zargun » (couleur d'or) donné à une pierre précieuse. Mis en évidence pour la première fois par le chimiste allemand Klaproth, au 19^e siècle, ce dernier désigna un métal dont cette pierre est composée par « le zirconium » ; il s'agit donc d'un métal (n°40 du tableau périodique de Mendeleïev) représentant 0.02% du poids de la terre, ce qui en fait le dix-neuvième élément le plus courant (23).

A l'état naturel, le zirconium se présente sous forme de silicate de Zr SiO₄ (sable d'alvit) ou d'oxyde (Baddelyit ou Brasilit) allié à des impuretés. Les chimistes parlent de « zircon » pour évoquer le silicate de zirconium.

A partir du zirconium absorbant l'oxygène (oxydation par brûlage qui aboutit à une céramique) on obtient du dioxyde de zirconium (ZrO₂). Cet oxyde est l'élément de base de presque tous les produits appelés « zircone » (« zirconia » en anglais).

2.2.4.3.1 - Caractéristiques

Il s'agit d'un oxyde céramique polycristallin dans lequel de très fortes liaisons covalentes ou ioniques entre atomes assurent d'excellentes propriétés

mécaniques et chimiques. La structure cristallographique de la zircone explique ses propriétés particulières.

On observe trois phases structurelles en fonction de la température :

°phase monoclinique : jusqu'à 1170°. Matériau stable, composé de tétraèdres à côté parallélépipédiques.

°phase quadratique : de 1170° à 2370°. Les cristaux sont tétraonaux à angle droits.

°phase cubique : à partir de 2370°, se maintenant jusqu'au point de fusion à 2690°.

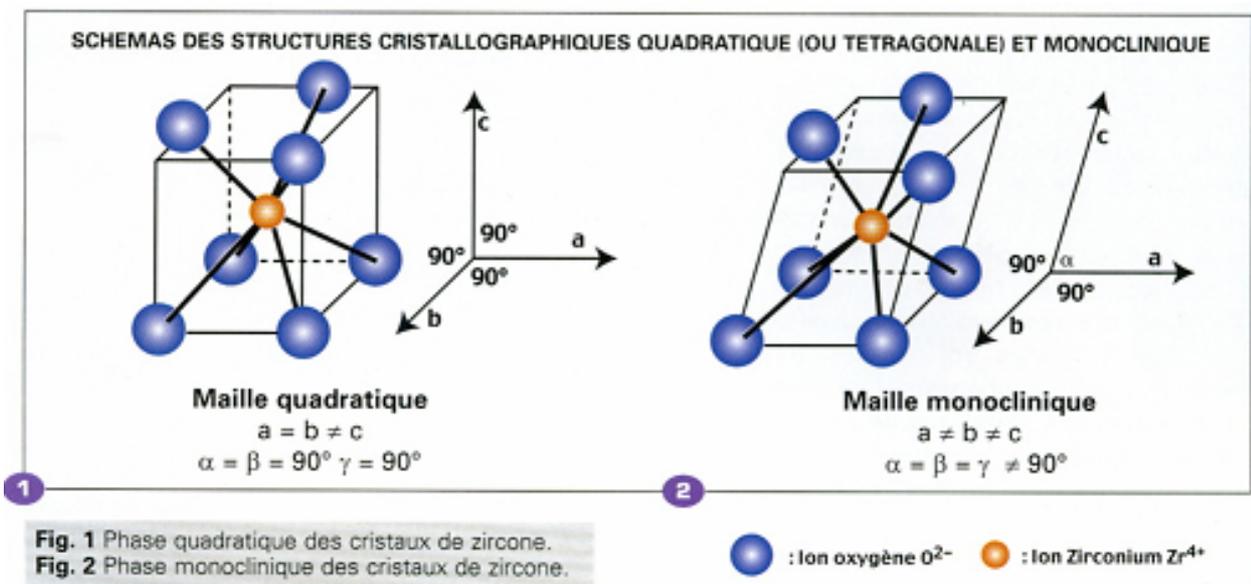


Figure 37, d'après Lebras (68).

Par addition d'oxydes comme le MgO, CaO, ou Y₂O₃ (oxyde d'yttrium, le plus utilisé en dentisterie), nous pouvons partiellement stabiliser la phase quadratique métastable jusqu'à température ambiante = zircon partiellement stabilisée qui possède un « renforcement par microfissuration ». Cette propriété est liée à la différence de volume entre la phase monoclinique et la phase quadratique (3 à 5% de plus).

Si on apporte un supplément d'énergie, la phase quadratique se transforme en une phase monoclinique stable et plus volumineuse. L'énergie de propagation de la fissure est absorbée et la fissuration est stoppée, « coincée » par l'augmentation de volume de la zircon monoclinique. Ce principe donne à la zircon une ténacité de 28MPa*m^{1/2} contre 1 pour une vitrocéramique (69). Toutefois, ce procédé nécessite de recouvrir à de l'oxyde de zirconium très pur associé à de l'oxyde d'yttrium, le résultat étant une granulométrie très fine, inférieure au micron, et d'une distribution très serrée.

De multiples formes de zircon se sont développées en odontologie, mais nous nous intéresserons tout particulièrement à la forme préfrittée, forme qui s'avère la plus adaptée à l'utilisation de la zircon dans les ancrages.

Afin d'obtenir une zircon plus tendre à usiner, des blocs sont pressés isostatiquement, mais à une température inférieure à celle qui permet d'obtenir la densification totale du matériau. On parle alors de zircon préfrittée ; c'est-à-dire une zircon polycristalline tétragonale (TZP) partiellement stabilisée à l'oxyde d'yttrium (Y-TZP). Après usinage, ce matériau de consistance crayeuse, est fritté une seconde fois à une température de 1300° à 1500° pendant six à sept heures pour lui donner ses qualités mécaniques optimales. La densification des

grains peut alors conduire à une réduction de volume par rétraction de l'ordre de 20 à 30%.

2.2.4.3.2 - Propriétés

*mécaniques :

- résistance initiale :

On ne s'attache pas ici qu'à la résistance à la flexion car les matériaux céramiques ont des valeurs de résistance cinq à dix fois supérieures en compression qu'en flexion ou en tension. Ainsi, la résistance globale du matériau s'élève à 1000MPa.

- résistance à la fracture :

Nous devons prendre en compte le coefficient K_{Ic} (ténacité du matériau), qui matérialise la capacité du matériau à s'opposer à la propagation d'une fissure, en $MPa \cdot m^{1/2}$:

$$K_{Ic} = \sigma_b (Y \sqrt{a})$$

σ_b : tension de fracture
 Y : facteur géométrique
 a : dimension du défaut

Plus un défaut est petit, plus la résistance à la fracture est grande.

Plusieurs études ont évalué cette résistance :

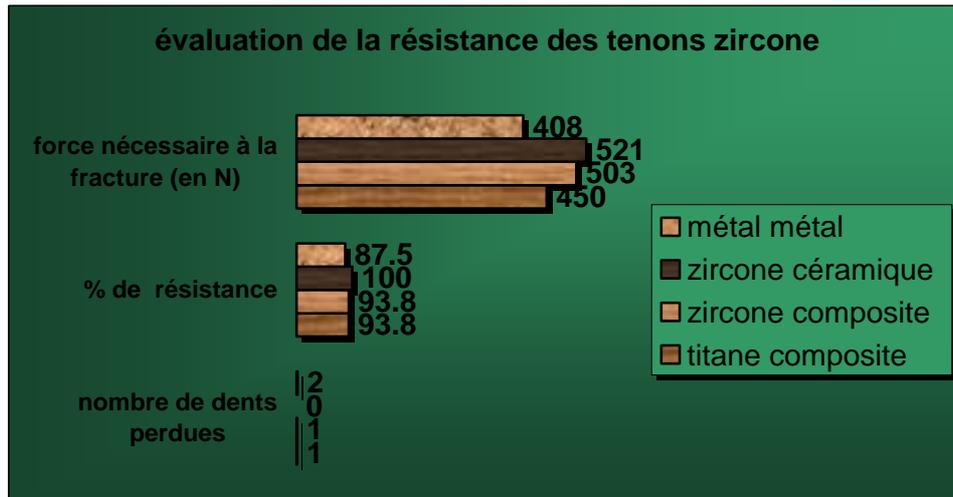
° Pour Suthor et coll. (148), la résistance à la fracture d'une zircone TZP renforcée d'yttrium varie de 5 à 10 $MPa \cdot m^{1/2}$.

° Takagi et coll. (149) ont analysé la zircone TZP renforcé de 3.5% d'yttrium et des grains de 0.8μ de moyenne ; ils ont relevé un module d'élasticité moyen de 200GPa, et une résistance à la fracture de $8.4 MPa \cdot m^{1/2}$. La résistance en fonction serait supérieure à 1000 MPa.

° Tinschert et coll. (150) font état d'une résistance en flexion de 913 +/- 50.2 MPa.

De plus, une pièce en zircone ne doit recevoir que très peu de rectifications, que ce soit en clinique ou au laboratoire. Kosmac et coll. (83) ont constaté que la résistance en flexion était réduite par une finition, à sec ou sous spray, réalisée par des instruments diamantés de 50 à 150 μ .

Heydecke et coll. (76) ont comparé la résistance à la fracture des tenons zircone par rapport aux tenons en alliage (titane et or), sur des incisives maxillaires : quelque soit le mode de restauration (composite ou couronne céramique) les tenons zircone présentent une résistance au moins égale. On retrouve les mêmes résultats dans l'étude menée par Strub et coll. (146).



Etude réalisée sur quatre groupes de seize incisives centrales maxillaires, subissant une force de 30 N pendant 60 secondes à une vitesse de 1.5mm/mn (cycle répété 1.2 million de fois). (76). Tableau 20.

*biologiques :

Les zircons sont des matériaux particulièrement biocompatibles. Une étude (148) a évalué la possibilité, pour les céramiques, de diminuer leur solidité dans un milieu humide (la salive dans la cavité buccale) ; des échantillons de céramiques sont ainsi placés une semaine dans l'eau. On peut observer une propagation des fissures, c'est-à-dire une fissuration par contrainte de corrosion qui conduit à une décomposition de la phase vitreuse.

SYSTÈME CÉRAMIQUE	TYPE DE CÉRAMIQUE	STOCKAGE À L'AIR	STOCKAGE À L'EAU
Empress I (Ivoclar)	Leucite	147	114
Empress II (Ivoclar)	Disilicate lithium	337	271
In-Céram (VITA)	Alumina	535	370
In-Céram (VITA)	Zirconia	704	663
	(alumine 70% Zircono 30%)		
Lava (3M ESPE)	Zircono TZP	1048	1095

Résistance en flexion bi-axiale de céramiques stockées à l'air et à l'eau (en MPa).

Figure 38, d'après Sorensen et coll. (145).

On remarque que la TZP ne perd pas de sa solidité.

Busson (28) et Cales (30) ont synthétisé ces propriétés :

- haute résistance à la corrosion
- inertie chimique
- absence de toxicité
- absence de bimétallisme
- excellente tolérance tissulaire

Malgré tout, ces analyses ont été réalisées in vitro. Aussi, attardons nous maintenant sur une étude clinique réalisée par Paul et coll. (116). Ces auteurs ont évalué la pérennité de tenons en zircono après quelques années de mise en charge clinique :

Méthode :

145 dents, sur 88 patients, sont restaurées avec des tenons zircono (tenons cylindro-coniques, zircono tétragonale polycristalline renforcée par 3% d'oxyde d'yttrium).

87 sont restaurées par un tenon puis une restauration directe en composite ; 79 ont pu être réévaluées

58 sont restaurées par un inlay-core tout céramique ; 34 ont été analysées.

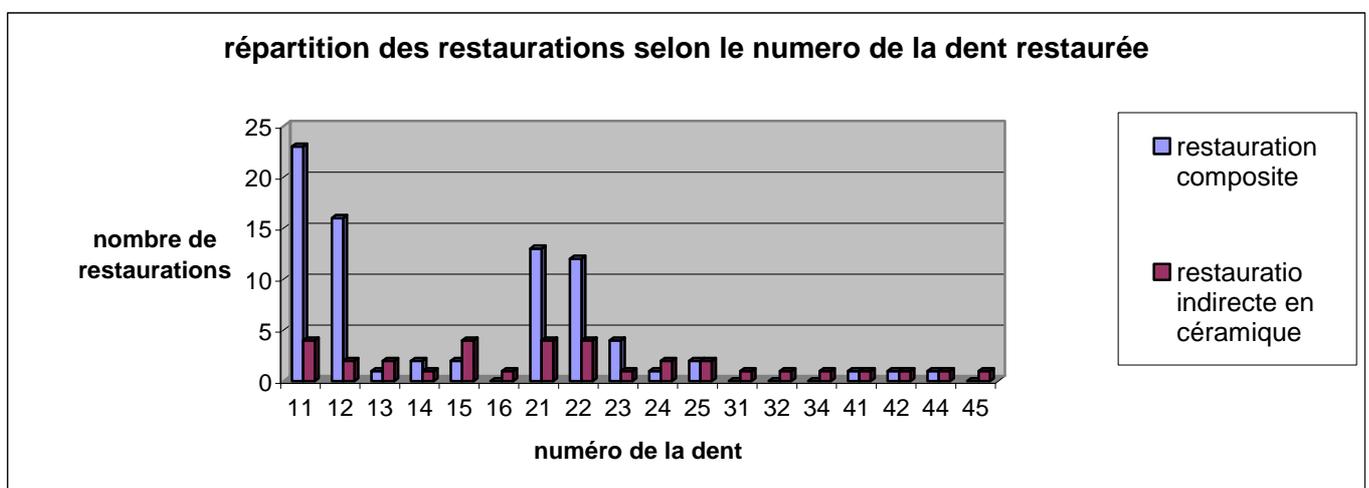


Tableau 21, d'après Paul et coll. (116)

Résultats :

° Sur les 79 tenons posés et dont la dent a été restaurée avec un composite, aucune fracture n'a été observée.

Les restaurations sont en place depuis 57.7 mois en moyenne (de 14 à 118 mois). On obtient ainsi un résultat de : 100% si l'on exclut les 8 tenons perdus, et 91% si l'on suppose que les 8 tenons non analysés l'ont été pour cause de fracture.

° Sur les 58 tenons posés, dont les dents sont reconstituées par un inlay-core tout céramique (depuis 46.3 mois en moyenne ; de 14 à 97 mois), seuls 34 sont réévalués : on constate 3 fractures.

Le bilan est ainsi de 95% sur les tenons cliniquement observés
53% si l'on considère que les 24 tenons qui n'ont pu être étudiés ont été fracturés.

Conclusion :

Le bilan esthétique est satisfaisant, quelque soit la restauration choisie.

On constate un excellent succès clinique pour les tenons zircone associés à une restauration composite. Ils offrent une bonne alternative aux tenons en métal standard, surtout en secteur antérieur où les exigences esthétiques sont les plus importantes.

Le risque de fractures par cisaillement est assez important.

Il est difficile de tirer des conclusions précises pour les tenons associés à une restauration tout céramique devant le nombre élevé de « pertes » au cours de l'analyse (24/58).

Aucun meulage sélectif pour rendre le tenon plus rétentif ne doit être réalisé, sous peine de créer des zones de fragilité pouvant être à l'origine de fracture.

Les propriétés, mécaniques et biologiques, tendent à montrer l'intérêt des matériaux en zircone et leur possible utilisation en remplacement des tenons en métal. Leur apparition étant récente, il nous manque toutefois le recul clinique nécessaire pour tirer des conclusions définitives.

De plus, Usumez et coll. (160) ont évalué récemment le collage des tenons zircone. Ils constatent une baisse de qualité du joint avec le temps. L'infiltration est similaire aux tenons en métal lors des premiers mois, mais diminuent ensuite ; ces ancrages semblent donc présenter un risque plus important d'infiltration.

Nous avons donc pu remarquer les très bonnes propriétés mécaniques des tenons en métal (notamment ceux en Ni-Cr), mais aussi leur propension à

concentrer les forces à leur extrémité, et donc solliciter excessivement une partie radiculaire assez réduite et donc fragile.

De nombreux matériaux se sont développés ces dernières années, matériaux dont les propriétés, surtout mécaniques, semblent plus appropriées. Les premiers résultats cliniques semblent probants, même si leur utilisation doit rester confinée à des critères précis (nous développerons leurs indications dans les troisième et quatrième parties).

2.2.5 - Selon son état de surface

Pour augmenter leur rétention et leur adhésion, que ce soit avec le matériau de restauration sus-jacent dans le cadre des reconstitutions directes, ou avec le ciment de scellement ou de collage, les tenons peuvent être traités.

Ils peuvent être tout d'abord à taraudage dentinaire (sous forme de pas de vis, comme le « screw-post »). Ce sont les plus rétentifs, mais leur vissage lors de la pose implique des contraintes pour la racine, souvent au-delà de la limite élastique de la dentine. De plus, l'herméticité canalaire est mise en cause du fait du hiatus persistant entre les parois et le pas de vis. Ce principe est donc à proscrire.



Tenon à taraudage dentinaire.

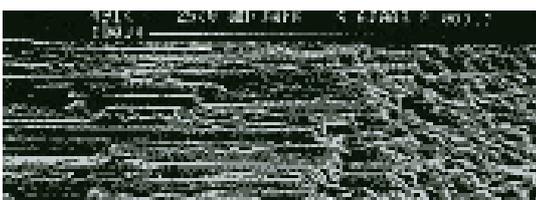
Photo 4, d'après Laviolle et coll. (87).

unis d'une ou plusieurs gorges longitudinales ne présente deux avantages :

- améliorer la rétention avec le matériau de restauration
- faciliter le repositionnement du tenon dans l'empreinte dans le cas des reconstitutions indirectes.

Les tenons métal peuvent être traités par silanisation ou par acide polyacrylique afin de créer des microrugosités à leur surface.

Les tenons fibrés, pour leur part, présentent des irrégularités à leur surface, après usinage, rugosités de 10 à 15 μm disposées de façon régulière.



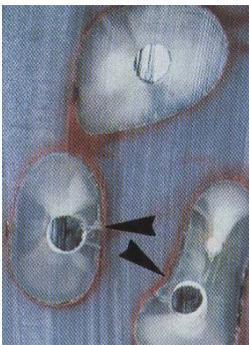
Etat de surface du
tenon après usinage.

Figure 39, d'après Duret
et coll. (49).

Les tenons en zircon ne peuvent être traités ; un sablage à l'oxyde d'aluminium provoque de microfissures. De plus, ces tenons sont présablés lors de leur réalisation.

2.2.6 - Selon sa localisation

Les tenons sont générateurs de tensions importantes sur la racine. Ainsi, il convient de sélectionner les racines les plus résistantes pour préparer le logement :



- les racines palatines des molaires maxillaires et distales des molaires mandibulaires sont des sites préférentiels. A l'inverse, les racines vestibulaires des molaires maxillaires et les racines mésiales des molaires mandibulaires ne doivent être considérées qu'en deuxième choix, plutôt en vue de la réalisation d'une clavette. Le risque de fracture est alors plus élevé.

Figure 40, d'après Rousseau et coll. (129).

- [] semble que la racine vestibulaire soit généralement la plus épaisse et la plus résistante.

Lorsque le délabrement dentaire est tel qu'il ne reste plus de parois coronaires, il est tentant d'ajouter un deuxième ancrage, la « clavette ». Ce procédé doit être limité aux cas extrêmes, et ce pour trois raisons :

- leur situation dans des racines à « haut risque », qui sont souvent fines avec des courbures.
- L'augmentation de la mutilation tissulaire, notamment de la zone de jonction radiculaire.

- L'augmentation des tensions intraradiculaires liée à l'insertion et au scellement de la clavette.

Pour ce type de délabrement, la rétention peut être améliorée sans solliciter une deuxième racine : il est intéressant de profiter des cônes d'entrée larges et profonds des dents antérieures, ou d'exploiter les cavités camérales et coronaires des dents postérieures. Ces cavités doivent présenter une dépouille a minima. Ce double étage procure une rétention efficace, pouvant être accru par de possibles appuis, comme les forages réalisés à l'entrée des canaux mésiaux et vestibulaires des racines des molaires forages de 1 à 2mm de profondeur et de 1 mm de diamètre).



Rétention accrue par un double étage caméral et par la réalisation de puits.

Photo 5-6, d'après Geoffrion et coll. (65).

2.2.7 - Scellement ou collage

Scellement, scellement adhésif, collage ? Le praticien dispose aujourd'hui d'un éventail important et disparate de matériaux destinés à assurer le lien entre les différents éléments prothétiques et les structures dentaires :

- Les ciments de scellement = ciments de phosphate de zinc (noté ZP) et ciments polycarboxylates.
- Les ciments verre ionomère (notés C.V.I)
- Les ciments verre ionomère modifiés par adjonction de résine (notés C.V.I.M.A.R)
- Les résines adhésives, chargées ou non

- Les résines non adhésives = composite de scellement associé à un système adhésif classique

Quelques définitions tout d'abord :

Scellement : *n.f.* Agrégation d'une restauration sur une dent naturelle ou d'un implant par l'intermédiaire d'un ciment.

Collage : *n.m.* Liaison d'un matériau sur un autre à l'aide d'une substance intermédiaire non friable, constituée de polymères.

Le plus ancien est le ciment au phosphate de zinc, dont le succès clinique

Tableau récapitulatif des matériaux d'assemblage disponibles			
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	FUJII (GC) Ketac Cem (Espe)
CVIMAR	verre d'alumino-silicate acide polycarboxylique HEMA-TEGDMA	acide-base	Fuji Blue (GC)
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)
composite	Bis GMA + MDP silice	dual	Variolink (Vivadent) Nexus (Kerr) Duo Link (Bisico) Rely x (3M)

Tableau 22, d'après Gonthier et coll. (69).

est indéniable. Une étude clinique (37) révèle un taux de succès de 74% à 15 ans pour les bridges scellés avec ce type de ciment.

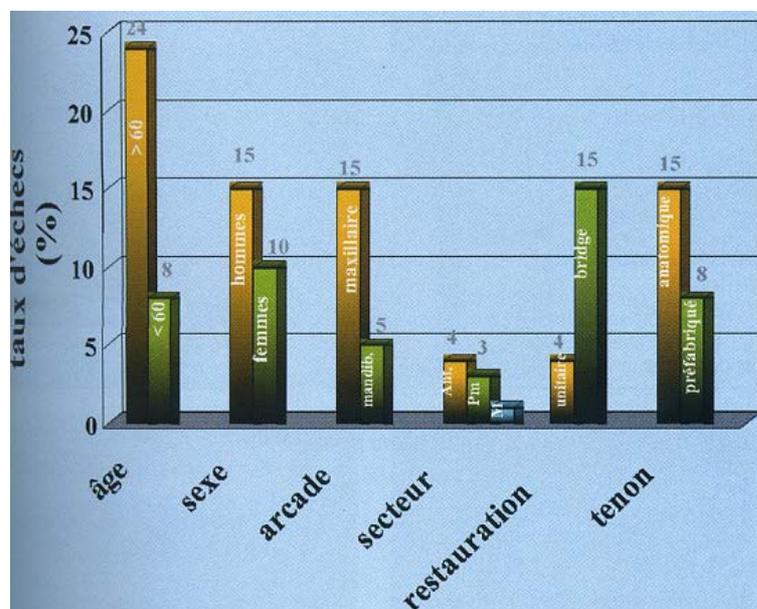
De même, une étude récente (16) révèle un taux d'échec inférieur à 13% pour les reconstitutions corono-radicaux scellées avec ce ciment. L'analyse des causes de ces échecs fait ressortir trois facteurs :

- le manque de rétention dans 50% des cas
- les fractures radiculaires 30%
- les échecs d'origine endodontique 20%

Le matériau d'assemblage doit donc posséder des propriétés supérieures à celles des ciments phosphate de zinc dans trois domaines : la rétention, la prévention de fractures et l'étanchéité.

Le choix du matériau sera également guidé par les facteurs de risques correspondant à chaque situation clinique :

- Une restauration unitaire en secteur mandibulaire postérieur 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 tenon anatomique sur une incisive maxillaire support de bridge, les risques sont maximaux.



Facteurs de risques des reconstitutions corono-radicales.

Tableau 23, d'après Torbjörner (155), Bergman (16), Meulink (105).

* la rétention :

Les ciments de scellement non adhésifs assurent une rétention micromécaniques par simple microclavetage dans les infractuosités de la surface. Les préparations doivent avoir une forme géométrique stricte limitant les axes de désinsertion.

La règle n°96 de l'A.D.A. fixe l'épaisseur du joint à 25 μ m. Les ciments au phosphate de zinc, les C.V.I, les C.V.I.M.A.R, et les résines non chargées répondent à cette norme. Cependant, celle-ci est fixée par rapport aux propriétés des ciments ZP. Chaque matériau nécessite un espacement spécifique en fonction de ses propriétés : un composite de scellement présente une épaisseur de joint plus importante, liée à sa viscosité (164).

Cheyilan et coll. (43) ont évalué la rétention des différents matériaux d'assemblage :

C'est un test d'expulsion d'un inlay métallique scellé ou collé dans un disque de dentine coronaire de 2mm d'épaisseur. Les cavités sont standardisées avec une conicité de 7°. L'inlay, en alliage à base de Ni-Cr, est préalablement sablé (alumine 50 μ m).

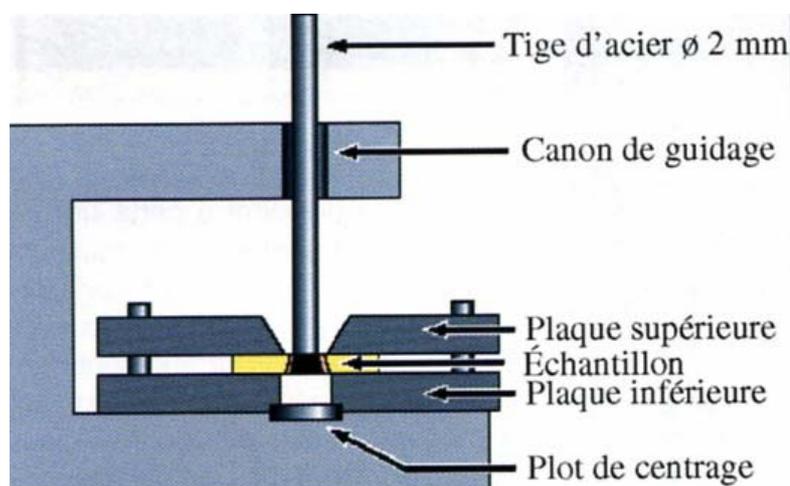
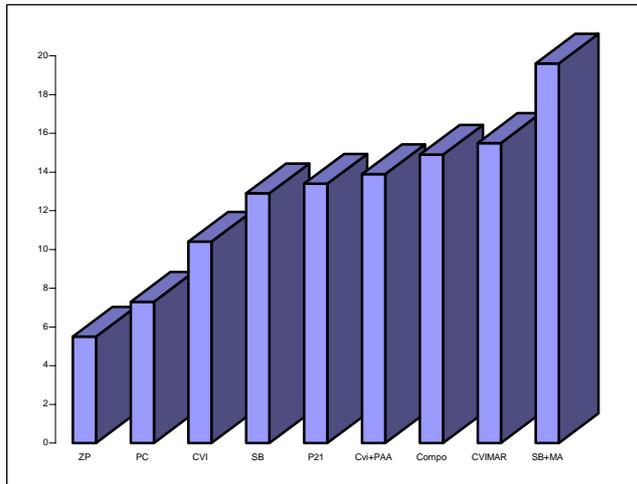


Figure 41, d'après Cheylan (43).

La disposition de ce processus confère une certaine analogie avec celle d'un tenon dans son logement canalaire.

Résultats :



ZP=ciment au phosphate de zinc
 PC=ciment aux polycarboxylates
 CVI=ciment aux verres ionomères
 SB=résine adhésive non chargée
 P21=résine adhésive chargée
 CVI+PAA=ciment verres ionomères avec traitement de la dentine à l'acide polyacrylique
 COMPO=compomère de scellement
 CVIMAR=ciment verres ionomères modifiés par adjonction de résine
 SB+MA=résine adhésive non chargée avec application de monomère activé.

Tableau 24, d'après Cheylan (43).

Les ciments ZP et polycarboxyllates présentent la plus faible rétention de tous les matériaux testés.

Le C.V.I a une rétention supérieure à celle du ciment au phosphate de zinc. Elle augmente nettement quand la dentine est préalablement traitée avec une solution d'acide polyacrylique. Les valeurs sont alors comparables à celles des résines adhésives, du compomère de scellement et du C.V.I.M.A.R.

La meilleure rétention est obtenue avec la résine non chargée, à condition d'appliquer un monomère activé sur la dentine et sur le métal avant le collage.

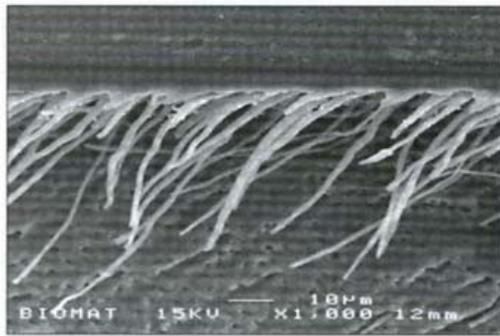
Remarques :

Les conditions du test sont idéales : pas de difficulté d'accès, pas de souci de manipulation, dentine coronaire saine.

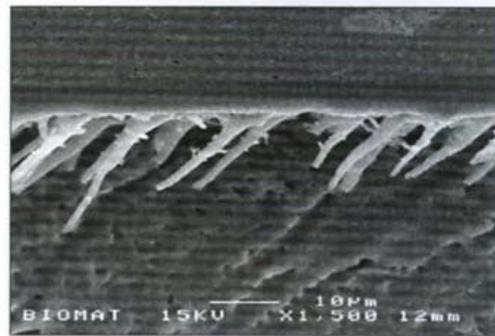
La situation clinique est moins favorable. On observe une différence entre la dentine radiculaire et la dentine coronaire :

- moins de tubulis dentinaires,
- plus de dentine intertubulaire,
- plus de dentine sclérotique.

Ainsi, la dentine radiculaire est moins favorable à l'adhésion que la dentine coronaire (27).



Microscopie à balayage d'une interface adhésif/dentine coronaire. Noter la densité importante des brides de résine ainsi que l'épaisseur de la couche hybride.



Interface adhésif/dentine radiculaire. Noter la raréfaction des brides de résine.

Figure 42, d'après Gonthier et coll. (69).

De fait, nous avons pu observer (168) que les performances des systèmes adhésifs qui utilisent un mordantage à l'acide phosphorique semblent peu influencées par le substrat. En revanche, les systèmes automordants fonctionnent moins bien sur la dentine radiculaire. Ceux-ci sont donc à proscrire lors du collage d'un tenon.

De plus, l'obturation du système endocanalaire utilise généralement des ciments à base d'eugénol. Les groupements phénols peuvent perturber la polymérisation des résines.

Schwartz et coll. (137) ont évalué l'influence du traitement eugénolé. Leur étude porte sur 60 canines obturées par de la gutta percha par condensation latérale à chaud. Deux ciments sont utilisés : 30 dents obturées avec eugénol, 30 sont obturées sans eugénol.

Deux ciments sont utilisés ensuite pour la restauration : l'un au phosphate de zinc, l'autre à base de résine adhésive chargée.

Résultats :

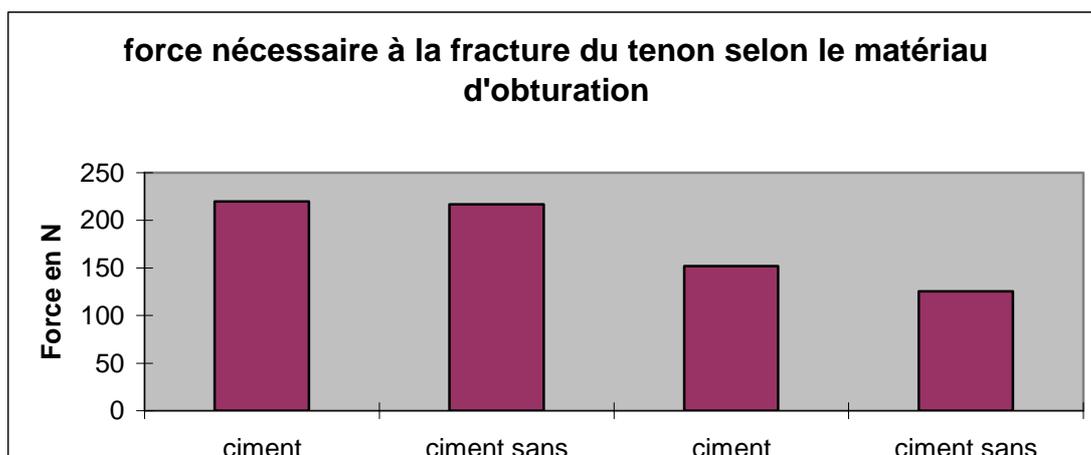


Tableau 25, d'après Schwartz et coll. (137).

Aucune différence n'est observée selon le mode de traitement canalaire.

Toutefois, l'eugénol fuse dans la smear-layer et dans les tubulis. Mais, dans ce protocole, les auteurs utilisent un traitement du canal à l'E.D.T.A avant la pose du tenon, ce qui permet d'éliminer les résidus d'eugénol.

Cependant, l'utilisation d'un acide dans le logement lors du mordantage élimine les résidus phénols et permet de retrouver des valeurs d'adhérence identiques à celles d'un témoin non pollué par un ciment endodontique.

Si un collage de la reconstitution est envisagé, il est souhaitable de choisir un ciment endodontique avec un temps de prise court et de l'utiliser en faible quantité pour limiter la diffusion de l'eugénol au niveau dentinaire.

* la prévention des fractures :

Les dernières évolutions des systèmes adhésifs permettent d'obtenir une résistance proche de celle de la dent intacte. Un collage efficace est donc capable de prévenir les fractures radiculaires.

Ainsi, Mendoza et coll. (103) ont montré que, quelque soit le système adhésif choisi, la racine résistait mieux quand le tenon est collé que lorsqu'il est scellé avec un ciment au phosphate de zinc.

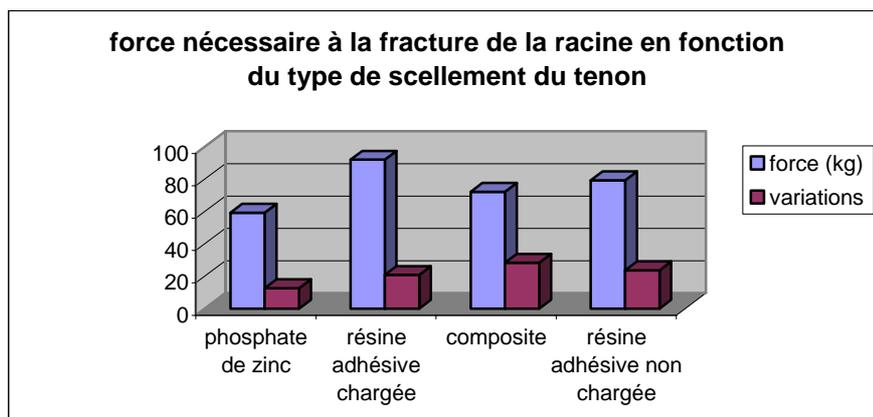


Tableau 26, d'après Mendoza et coll. (103).

Le matériau d'assemblage peut également aider à prévenir les fractures en absorbant ou en répartissant les contraintes fonctionnelles de façon homogène.

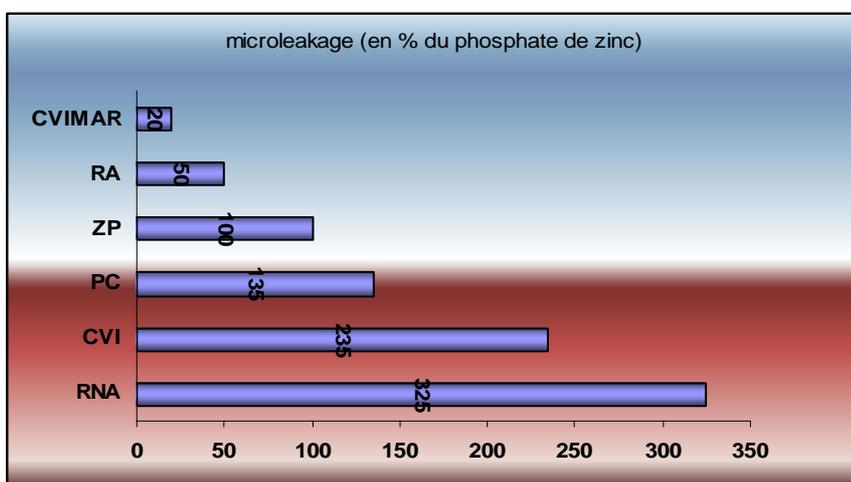
Dans ce cas, les résines adhésives non chargées sont très avantageuses. Il peut être intéressant lors de l'utilisation de créer un espacement important. Le joint épais permet alors une meilleure répartition des contraintes, la déformation plastique de la colle assure une absorption de celles-ci.

Actuellement, seul le collage prévient efficacement les fractures. Il semblerait que le scellement adhésif par les C.V.I.M.A.R ait un rôle identique (mais les propriétés du matériau sont encore insuffisamment connues).

* l'étanchéité :

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

De même, les composites de scellements utilisés sans système adhésif ne sont pas étanches. Utilisés avec un adhésif, ils présentent la même étanchéité que les résines adhésives et les C.V.I.M.A.R qui sont les plus étanches.



ZP=ciments au phosphate de zinc.
PC=ciments aux polycarboxylates.
CVI=ciments aux verres ionomères (sans prétraitement dentinaire à l'acide polyacrylique).
RA=résines adhésives.
RNA=résines non adhésives.
CVIMAR=ciment aux verres ionomères modifiés par adjonction de résine.

Perte d'étanchéité des différents matériaux comparée à celle du ciment au phosphate de zinc.

Tableau 27, d'après Mash (99), Tjan (151), et White (165).

Dans ces études, les ciments au verre ionomère sont utilisés sans prétraitement dentinaire à l'acide polyacrylique, ce qui explique leurs mauvaises performances.

Cependant, le manque d'étanchéité d'un matériau peut être compensé par une activité bactéricide ou bactériostatique. Ainsi, les C.V.I et les C.V.I.M.A.R possèdent la plus forte activité antibactérienne (33).

Les résines ont une activité trop faible pour compenser un mauvais collage. Leur utilisation doit donc être rigoureuse et effectuée dans de bonnes conditions cliniques.

Les C.V.I.M.A.R, de par leur bonne étanchéité et une activité bactéricide importante, sont des matériaux de choix dans la prévention de la recontamination endodontique par voie coronaire.

* la manipulation :

Bien plus que le simple confort d'utilisation d'un matériau, la reproductibilité des performances est capitale : le matériau doit être peu sensible à la préparation et aux conditions cliniques.

Nom	Fabricant	Type	Temps travail (mn)	Temps 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

Comparaison des temps de travail et de temps de prise des différents matériaux.

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

Tableau 28, d'après Gonthier et coll. (69).

° 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. Un mauvais respect des proportions s'avère catastrophique sur la solubilité de ces ciments. En revanche, la mise en œuvre d'un scellement est simple et rapide. Elle peut s'adapter à toutes les situations cliniques, y compris celles où il est délicat de maintenir un champ opératoire correct pendant longtemps. De plus, ces ciments ne sont pas adhésifs, ni translucides. Ils sont relativement solubles en bouche (64).

° Les polycarboxylates, à base d'oxyde de zinc adhèrent chimiquement. Ils souffrent cependant d'une faible résistance au test de compression et de déformation plastique.

° Les C.V.I sont sensibles à la balance hydrique 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 lors de la pose d'éléments prothétiques. Une alternative consiste à laisser les excès pendant dix minutes, à l'abri de l'humidité. Mais, ceci augmente considérablement le temps d'utilisation au fauteuil.

° Les C.V.I.M.A.R sont nettement moins sensibles à la contamination hydrique immédiate. Ils constituent une évolution 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. Il leur faut toutefois préférer un véritable collage si le risque de fracture radiculaire est important, leurs propriétés physiques étant inférieures à celles des composites de collage (18).

° Les résines adhésives non chargées sont peu sensibles au rapport poudre/liquide. Ils tolèrent des variations de 30% sans altération de propriétés (108). Cette tolérance présente un avantage pratique : l'application 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.

° L'utilisation du collage offre de nombreux avantages mais présente un risque majeur lié à sa mise en œuvre : une mauvaise maîtrise du protocole est sanctionnée par une faible rétention et un manque d'étanchéité qui compromettent la restauration. La non possibilité de pose d'un champ opératoire est une contre-indication de ce principe :



Un champ opératoire peut être obtenu, mais il est difficile à maintenir.



L'option d'un scellement adhésif est retenue. Le matériau choisi est un CVIMAR conditionné en capsule prédosée pour un temps de prise plus court.



Situation après scellement adhésif. Noter la position supragingivale des limites de la reconstitution préprothétique, garantissant l'absence de contamination lors de la prise.

Photo 7, d'après Gonthier et coll. (69).

Ainsi, il n'existe pas de matériau permettant de subvenir à toutes les situations cliniques. Il est essentiel d'analyser chaque cas pour déterminer les propriétés que doit posséder le matériau d'assemblage.

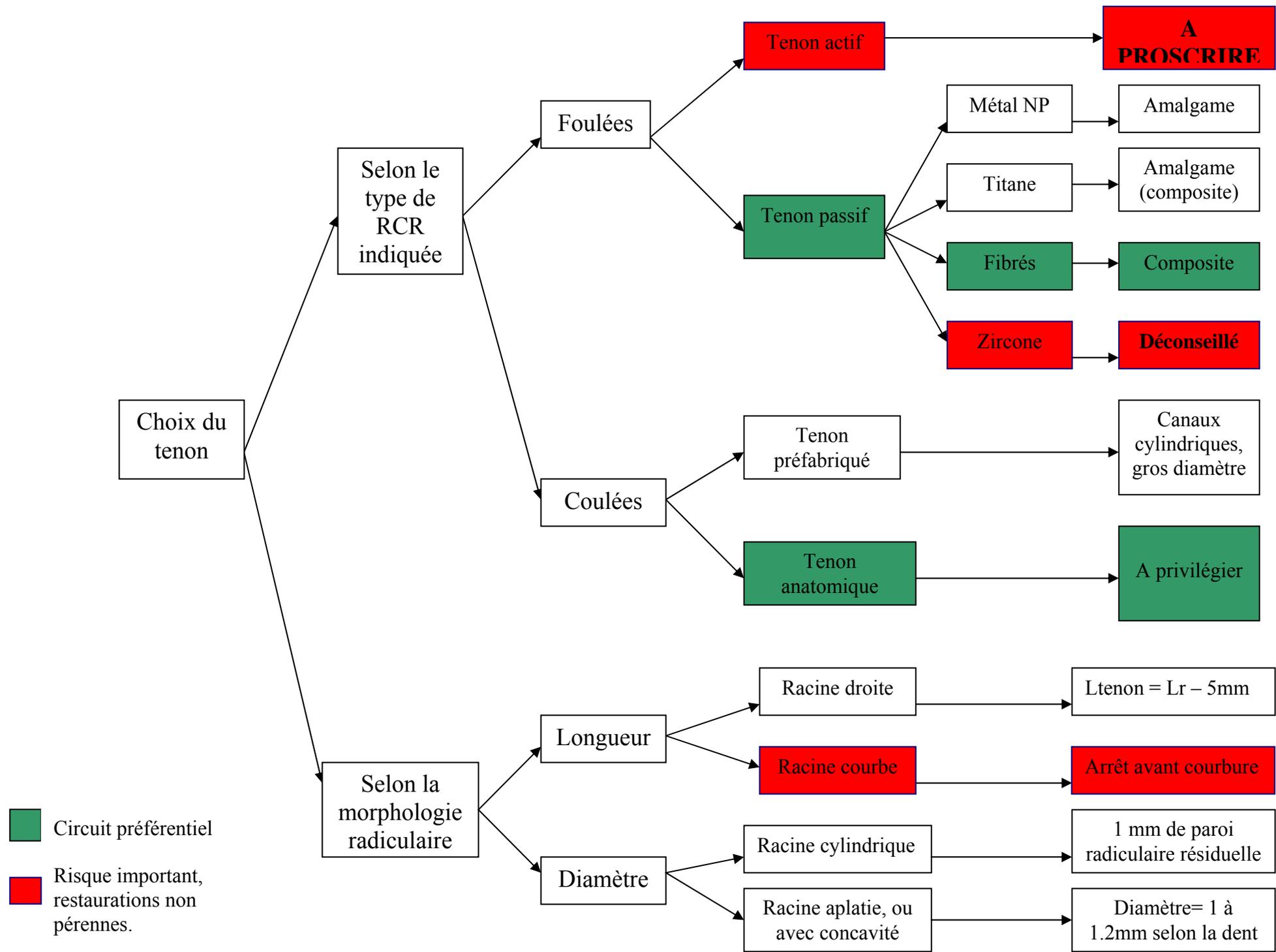
	Rétention	Prévention des fractures	Étanchéité	Facilité d'utilisation
ZP	--	--	--	+++
CVI	++	-	+/-	+
CVIMR	+++	+/-	+++	+
RA	+++	+++	+++	--

Récapitulatif des principales propriétés des matériaux d'assemblage.

Tableau 29, d'après Gonthier et coll. (69)

Pour résumer, le tenon radicaire ne doit pas être considéré comme inévitable lors de la reconstitution de la dent dépulpée. Il n'est qu'un des outils thérapeutiques, et son utilisation doit être envisagée en fonction de critères cliniques objectifs, parmi lesquels figurent l'importance du délabrement, la forme de la ou des racines utilisables, et, enfin, l'environnement parodontal et occlusal de la dent à restaurer.

Le choix du tenon peut ainsi être résumé par le schéma qui suit :



3 - Les reconstitutions corono-radicales directes

Cette partie est consacrée aux reconstitutions corono-radicaux insérées en phase plastique, réalisées de façon extemporanée au cabinet dentaire.

De façon générale, elle sont réalisables lorsque le délabrement dentaire est faible (voir 1.1.2). A ce titre, un rapport de l'A.N.A.E.S recommande notamment une hauteur résiduelle minimum de 2 mm au dessus de la future limite cervicale pour poser l'indication d'une R.C.R. directe ainsi que la possibilité de mettre en place un champ opératoire en vue de l'application d'une technique de collage :

3.1 - Indications / contre-indications

Indications :

- Lorsque la destruction coronaire est limitée à une ou deux parois, les pans résiduels étant suffisamment résistants (une épaisseur minimale de 1 mm est généralement admise).
- La limite cervicale de la reconstitution se situe à 2 mm au moins de la jonction amélo-cémentaire ou de la ligne de finition prothétique.
- La hauteur coronaire permet une épaisseur suffisante de matériaux autour de la tête du tenon pour supporter les forces masticatoires.

Elles sont donc principalement réservées aux dents postérieures avec un délabrement coronaire modéré. Toutefois, en présence d'un guide antérieur favorable, elles peuvent être appliquées sur les dents antérieures.

Contre-indications :

Elles découlent des règles précédemment définies :

- Si plus de deux parois coronaires sont détruites, le soutien mécanique du matériau n'est plus assuré.
- Si la limite de la cavité est juxta ou infra-gingivale, l'étanchéité de la restauration devient aléatoire.
- Les tenons préfabriqués utilisés dans ces techniques ne sont pas toujours adaptés à la morphologie radicaux.
- Lors de restaurations volumineuses, les variations dimensionnelles du matériau lors de sa prise compromettent son adaptation à la dentine résiduelle, entraînant des infiltrations passant inaperçues.

Ces restaurations se font en une seule séance, et peuvent être obtenues grâce à trois types de matériaux :

- l'amalgame

- les composites de restauration
- les ciments verres ionomère

Nous verrons pour chacun quels sont les critères de choix, ainsi que leur protocole.

Plusieurs types de tenons présentés dans la deuxième partie de notre exposé, sont utilisables pour ces restaurations. Nous précisons quels sont les tenons adéquats pour chacune des restaurations.

Remarque :

Pour une facilité de mise en oeuvre, la préparation périphérique ne se réalise qu'a posteriori. Il faut alors un œil averti et un léger sens clinique pour anticiper la situation des parois résiduelles et décider l'indication de ce type de restauration.

3.2 - L'amalgame-tenon

3.2.1- Description

Il s'agit du plus ancien matériau utilisé. L'amalgame résulte de la combinaison du Mercure (Hg) avec une poudre d'alliage métallique contenant principalement de l'Argent (Ag), de l'Etain (Sn), et du Cuivre (Cu), associée à un autre élément en proportion mineure comme le zinc (Zn), le Palladium (Pd), ou l'Indium (In).

On distingue trois types d'amalgame en fonction de la proportion des différents composants :

- les alliages conventionnels, dits « à faible teneur en cuivre », sont les plus anciens (répondant aux normes de l'A.D.A de 1929).
- Les alliages actuels, à haute teneur en cuivre, se divisent en deux familles :

*les alliages enrichis en cuivre à phases dispersées. Ces formules font co-exister une poudre en limaille d'alliage conventionnel avec des sphères d'eutectique Ag-Cu. Leur teneur moyenne en cuivre de l'alliage est de 12%.

*les alliages ternaires à composition unique et à haute teneur en cuivre dits H.C.S.C (High Copper Single Composition). Ils se caractérisent par une composition homogène enrichie en cuivre ($13\% < \text{Cu} < 30\%$) pour chaque particule de l'alliage.

alliage	forme des particules	Elément (%) en poids					
		Ag	Sn	Cu	Zn	In	Pd
faible teneur en Cu		63-70	26-28	05-Jan	0-2	0	0
teneur élevée en Cu							
mixtes	limaille	40-70	26-30	2-30	0-2	0	0
	sphérique	40-65	0-30	20-40	0	0	0-1
composition unique	sphérique	40-60	22-30	13-30	0	0	0-1

Tableau 30 : composition moyenne des alliages pour amalgames dentaires (36).

Ce sont ces derniers qui sont utilisés actuellement en clinique : en effet, en quantité correcte, le cuivre permet soit d'éliminer la plupart sinon la totalité de la phase γ_2 quelques heures après sa formation, soit de prévenir sa formation. La phase γ_2 (la dernière de la réaction de prise) ne contient que Sn et Hg, et quelques autres en quantité infinitésimale. C'est la phase la moins résistante et la plus corrodable.

Ainsi, les amalgames dits « non γ_2 » présentent des propriétés physiques, mécaniques et électrochimiques nettement optimisées.

C'est sur cette forme que nous nous appuyerons pour préciser les propriétés de l'amalgame, et le protocole d'utilisation.

3.2.2 - Propriétés

° Mécaniques :

- la microdureté de Vickers, après prise, est de 90 à 150 HVN.
- son module d'élasticité (=module d'Young) varie de 52 à 60 GPa, selon les fabricants.
- résistance à la compression : 250 à 290 MPa après une heure.
440-450 MPa après 7j. (12)

° Thermiques :

Son coefficient de dilatation thermique est de 22 à 28. $10^{-6}/^{\circ}\text{C}$. (la dentine a un coefficient de $8.3 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$).

Cette variation est étroitement liée à l'étanchéité de l'obturation de l'amalgame.

Il existe systématiquement un hiatus estimé entre 10 et $100\mu\text{m}$ (35).

° Fluage :

C'est une déformation permanente progressive et irréversible qu'un corps subit dans le temps, sous charge constante. Un facteur essentiel pour l'amalgame est la température (l'amalgame laisse échapper du mercure à 79°C). La T° buccale de 37°C reste donc un facteur conditionnant le fluage de l'amalgame, lequel représente une cause essentielle de fracture marginale.

La composition et la structure étant de première importance pour la résistance au fluage, les derniers amalgames utilisés (H.C.S.C.) présentent une faible aptitude au fluage (de 0.05 à 0.15%) quand ce dernier ne doit pas excéder 3% (114).

° Corrosion :

On distingue :

- La corrosion chimique : sulfuration de l'argent qui se traduit par un ternissement de surface.
- La corrosion électrochimique ; elle mérite toute notre attention afin de limiter au maximum ce phénomène nuisible à la pérennité des restaurations.

Comme expliqué précédemment (voir 2.2.3.1), la salive est un milieu propice au transfert d'électrons. Ainsi, la surface de l'amalgame devient le siège de pile électrique. Deux réactions réversibles aboutissent à la transformation de l'amalgame, qui prend alors spontanément un potentiel intermédiaire entre les valeurs des potentiels d'équilibre des deux $\frac{1}{2}$ réactions d'oxydo-réduction = il s'agit du potentiel de corrosion. Celui-ci se propage alors rapidement.

La corrosion est influencée par plusieurs facteurs :

- La structure : la phase γ_2 ayant le potentiel le plus bas, c'est la plus attaquée. Les amalgames H.C.S.C. sont les moins corrodés.
- Le traitement de surface a une influence importante sur la réaction à la corrosion. Un polissage soigneux réduit très nettement la corrosion électrique.
- Le zinc semble avoir un rôle bénéfique dans les amalgames à haute teneur en cuivre (92).

Ce phénomène de corrosion peut provoquer :

- une détérioration marginale,
- un descellement de la restauration,
- un phénomène de pile,
- très rarement, un goût métallique.

3.2.3 - Le mercure

Le mercure représente 42 à 50% de la composition de l'amalgame dentaire. Seul ce métal nous intéresse puisque le risque toxique lié à la présence des autres métaux est négligeable (pour chacun, la dose quotidienne tolérable (dose journalière maximale sans effet) est de l'ordre des mg, alors que l'absorption quotidienne maximale liée aux amalgames est de l'ordre du µg.

Il existe une corrélation entre les surfaces dentaires traitées, la dose de mercure absorbée d'une part, et la concentration en mercure plasmatique d'autre part (74).

Le mercure métallique peut être diffusé à l'organisme par inhalation, ou par absorption digestive, touchant principalement le système nerveux central et le système rénal.

Les risques de toxicité sont de deux types :

° A court terme :

- localement = Aucune irritation sur la peau ou les muqueuses
Réaction inflammatoire locale récidivante en sous-cutané et sous- muqueux.
Allergie de contact, réaction de type IV.
- général = Toxicité aigüe

° A long terme :

- cibles principales : le mercure pourrait provoquer des encéphalopathies, mais aucun cas n'a été mis en évidence en France.
On pourrait observer des néphropathies et des glomérulopathies.
- possible toxicité testiculaire (seulement démontrée sur le plan expérimental).

Si nous rapportons ce risque à l'amalgame dentaire, plusieurs études et consensus nous permettent d'établir le constat suivant :

° Au niveau local :

- *In vitro*, il a été mis en évidence une cytotoxicité lors de sa mise en place.
- *In vivo*, nous pouvons observer un tatouage gingival noir, sans réaction inflammatoire associée, des lésions orales lichénoïdes, un possible galvanisme.

° Au niveau général :

- Sur le système nerveux central : il a été mis en évidence, dans les pays scandinaves, des troubles neuropsychiatriques et d'altération de l'état généralement imputés aux amalgames dentaires. Toutefois, ces études ont été menées sans groupe témoin pour isoler de façon objective l'amalgame dentaire comme agent causal.
- Au niveau rénal : les quelques études publiées n'ont pas rapportées d'effet néphrotoxique des amalgames dentaires. Elles sont cependant très peu nombreuses et seraient insuffisantes pour conclure à la toxicité des amalgames, en l'absence d'études complémentaires.
- Toxicité aigüe : aucun rapport n'a été émis à ce jour. Signalons cependant que la concentration en mercure dans la cavité buccale des porteurs d'amalgame peut atteindre $50\mu\text{g}/\text{m}^3$ après la mastication ; les concentrations responsables d'une toxicité aigüe sont supérieures à $1000\mu\text{g}/\text{m}^3$.

Enfin, il semble maintenant établi, consensus général sur ce point, que les amalgames apportaient moins de $5\mu\text{g}$ de mercure inorganique par jour ; à titre de comparaison, deux repas de poissons/jour (300g) entraînent un dépassement de la dose journalière tolérable, puisqu'ils apportent $30\mu\text{g}$ de mercure (71).

3.2.4 - Avantages / inconvénients de l'amalgame tenon

Avantages

- ° Bonnes propriétés mécaniques.
- ° Facilité d'application.
- ° Dépose aisée (voir sixième partie).

Inconvénients

- ° Inesthétique.
- ° Aucune adhésion => rétention uniquement mécanique.
- ° Délabrement excessif.
- ° Fluage.
- ° Corrosion.
- ° Mercure => mauvaise image.

3.2.5 -Protocole

1^{ème} étape :

Dépose du pansement et du ciment d'obturation endodontique.
Nettoyage de la chambre pulpaire puis repérage des entrées canalaire.

2^{ème} étape :

Préparation du logement du tenon.
Après avoir repéré la (ou les) racine(s) support(s),

- repérage de la longueur sur la radiographie,
- utilisation de forets (gates, mooser, ou largo) par ordre croissant,
- passage d'un dernier foret calibré au diamètre et à la forme du tenon.

Remarque : certains systèmes proposent une grille calibrée transparente qui, appliquée sur la radiographie (à condition qu'elle soit argentique), permet de choisir la longueur et le diamètre adaptés.

Dans tous les cas, le forage s'effectue à vitesse lente et sous irrigation pour éviter l'échauffement des tissus dentaires et osseux périphériques.

3^{ème} étape :

Essayage du tenon.
Contrôle radiographique pour vérifier la bonne adaptation du tenon.

4^{ème} étape :

Nettoyage de la préparation :

- Le logement canalaire est traité par EDTA 17% (Ethylene Diamine Tetra-acetic Acid) qui permet d'éliminer le matériau d'obturation à l'entrée des canalicules dentinaires ; Une étude récente (39) précise que 1ml d'EDTA appliqué pendant 1 mn permettait une élimination complète des débris canalaire.
- Rinçage à l'hypochlorite de sodium.
- Séchage par spray et par cônes de papier.

5^{ème} étape :

Mise en place du coffrage, à l'aide de matrices.

6^{ème} étape :

Mise en place du tenon. La restauration s'effectuant dans la séance, l'ancrage sera un tenon préfabriqué.

Etant donné la nature du matériau (alliage de plusieurs métaux), le tenon sera en alliage métallique également : cependant, comme nous l'avons montré précédemment, la mise en contact de deux matériaux au potentiel électrique

différent peut être à l'origine de phénomènes de corrosion. Pour limiter ce risque, la différence de potentiel entre le tenon et le matériau de restauration doit être le plus faible. Ainsi, les tenons en titane sont les plus appropriés ; une étude (9) montre que, parmi les différents alliages utilisés pour la réalisation d'ancrages, le titane semble le plus résistant aux phénomènes de corrosion.

De plus, leurs propriétés mécaniques permettent d'obtenir une bonne résistance à la fracture.

Toutefois, malgré la faible différence de potentiel entre titane et amalgame, de légers phénomènes de corrosion peuvent se créer en cas de perte d'étanchéité de la reconstitution et d'infiltration de fluide salivaire (jouant alors le rôle d'électrolytes) (77).

Le tenon va être scellé : introduction du ciment de scellement à l'aide d'un lentulo (sur contre-angle, à vitesse lente), le logement aura été traité au préalable par une solution d'acide polyacrylique (permettant au ciment de fuser dans les tubulis dentinaires).

Nous avons pu voir (2.2.7) que les C.V.I, et plus encore les C.V.I.M.A.R, offrent la meilleure rétention des ciments de scellement.

Une fois la prise complète, le retrait des excès s'effectue à l'aide d'une sonde, ou par fraise boule sur contre-angle.

7^{ème} étape :

Pose de l'amalgame.

Son application se fait par couches successives, dans la cavité délimitée par le coffrage. La rétention, purement mécanique, est assurée par :

- La forme des parois de la cavité.
- La tête du tenon.

Cependant, est apparu ces dernières années un nouveau principe de « collage des amalgames », renforçant la rétention :

En 1989, Parkell introduit le 4-META (MéthanyloxyEthyl Trimethylate Anhydride), élément de base du concept.

Le mécanisme de base, par lequel la résine de collage se lie aux structures dentaires est le même que le système de collage utilisé pour les composites ; par contre, le lien résine-amalgame est particulier : le lien est entièrement mécanique. En effet, l'amalgame est appliqué et condensé avant la polymérisation complète de la résine, créant des tubes de résine dans l'amalgame au niveau de l'interface (109).

Plusieurs études in vitro ont montré que la résistance d'un amalgame ainsi « collé » était égale à la résistance d'un amalgame renforcé par des ancrages dentinaires (126). Smales et coll. (142) ont évalué 366 dents avec un amalgame collé par cinq matériaux différents : 98.6% des restaurations sont intactes après cinq ans.

Plus récemment, Summitt et coll. (147) ont comparé les performances cliniques de 60 restaurations amalgames renforcés par :

- des ancrages dentinaires pour 28 d'entre elles
- une résine de collage pour les 32 autres.

Résultats :

Après cinq ans, sur les 40 qui ont pu être réévaluées, 9 sont fracturées (7 étaient renforcées par ancrage, 2 collées).

Aucune différence n'est remarquée quant aux colorations, ou bien aux reprises de caries.

De plus, il apparaît que le joint réalisé par la résine limite la percolation et l'infiltration.

Ainsi, collé un amalgame par une résine 4-META apparaît comme un renforcement de la restauration.

8^{ème} étape :

Retrait du coffrage.

- contrôle de l'occlusion,
- retrait des débris gingivaux,
- les retouches et la préparation de la dent ne pourront s'effectuer que lors d'une séance ultérieure.

3.3 - Le composite-tenon

Ce type de reconstitution trouve de plus en plus d'indications depuis l'apparition des nouveaux composites et des systèmes de collage de dernière génération. La seule contre-indication est une mutilation dentaire sous-gingivale car, dans tous les cas, la limite cervicale doit se situer sur la dentine résiduelle, et non sur le matériau.

De plus, la pose d'un champ opératoire est alors impossible et empêche l'application du collage dans de bonnes conditions.

3.3.1 - Description

Les composites sont des biomatériaux organo-minéraux. Chimiquement, ce sont des polyméthacrylates, chargés au moyen de substances minérales préalablement « silanisées ». ils peuvent, selon la taille et la répartition des

particules de cette charge, être classée en composites classiques, microchargés, ou hybrides, et chaque classe, selon son mode de polymérisation, divisée en composites chémo ou photopolymérisables.

Ceux qui nous intéressent (ceux ayant les meilleures propriétés mécaniques) sont les composites hybrides.

Commercialisés sous forme de pâte, en pots ou en tubes, voire en capsules prédosées, ils sont aussi livrés en seringues. Pour les chémo-polymérisables, la préparation s'effectue par le mélange en parties égales de deux pâtes contenant, outre la base organo-minérale, l'une l'initiateur (peroxyde de benzoyle), l'autre l'activateur (amine tertiaire). Pour les photopolymérisables, une seule pâte est présente :

° La base : elle comprend en réalité trois phases :

- La matrice organique. Répondant à la formule de Bowen (diméthacrylate complexe souvent désigné par = BIS-GMA), elle résulte de la réaction d'un phénol (bisphénol A) avec le méthacrylate de glycidyle.
- Les charges. De taille et de formes variables, ce sont souvent des particules minérales (quartz, silicate d'aluminium, silice fondue, fibres de verre... dont la granularité varie de 10 à 30µm pour les composites conventionnels, de 0.1 à 0.04µm pour les microchargés, les composites hybrides étant constitués d'un mélange de ces deux granularités.
- Le liant. Pour obtenir l'union de ces particules avec la matrice, leur surface est traitée industriellement pour la rendre organophile à l'aide d'agents de couplage (on parle d'« ensimage »). Ces agents de couplage sont des silanes (vinyltriméthoxysilane ou vinyltriéthoxysilane).

La terminaison inorganique de leur molécule réagit avec la surface de la céramique et y adhère, tandis que la terminaison organique participe au processus de polymérisation de la matrice et s'y lie.

° L'activateur : généralement une amine tertiaire ou un dérivé sulfurique.

° Le phénomène de prise :

- Composites chémo-polymérisables. Mélangées en quantités égales, les deux pâtes donnent une masse plastique qui durcit au cours du temps ; c'est le phénomène de prise. La polymérisation s'effectue selon le système classique initiateur-activateur, quoiqu'une erreur de 30% soit cependant tolérable dans leur rapport.
- Composites photopolymérisables. La polymérisation peut être induite soit par un activateur spécifique tel que l'éther méthylique de la benzoïne, qui sous l'action des rayons ultra-violets (350 nm de longueur d'onde) va se rompre et engendrer deux radicaux libres, soit

par un système dicétone-amine. Sous l'action d'une source de lumière halogène, la dicétone se combine à l'amine puis le complexe formé se fractionne en deux radicaux libres qui vont alors initier la réaction.

3.3.2 - Propriétés

° Structure : c'est une structure de matrice à cœur, la matrice organique étant constituée par un polyméthacrylate complexe après disparition de la fonction époxy au cours de la réaction et le cœur par les particules minérales qui occupent 50% du volume et représentant 70 à 80% de la masse totale en poids.

° Mécaniques :

module d'élasticité (en Gpa)	14 à 24
résistance à la compression (en Mpa)	240 à 330
résistance à la traction (en Mpa)	75 à 90
retrait volumétrique à la polymérisation(en %)	1.2-3.6
absorption d'eau après deux semaines (en mg/cm ²)	0.2-0.6
coefficient d'expansion thermique (*10 ⁻⁶ /°C)	22-35

Tableau 31, d'après Burdairon (26).

La mise en place de tenon contenant une trame résineuse et présentant des modules d'élasticité proches des résines composites (et de la dentine), comme les tenons fibrés, doit être privilégiée.

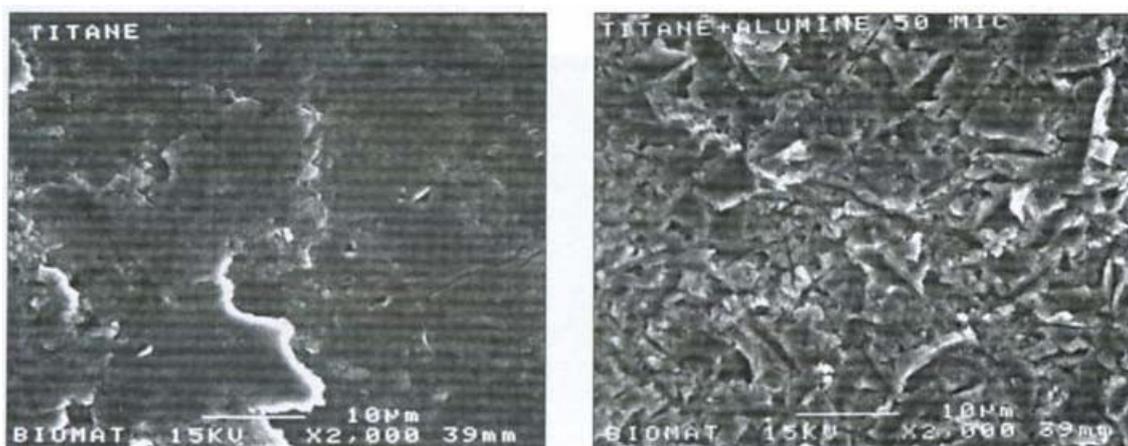
En effet, les techniques adhésives et la liaison avec des matériaux composites sont rendues plus difficiles sur les alliages métalliques que sur les tenons fibro-résineux qui présentent au sein de leur structure une proportion importante de matériau résineux.

L'utilisation de tenons en oxyde de zirconium (zircone), matériau connu pour sa résistance mécanique mais au module d'élasticité supérieur à celui de la dentine, est déconseillé. En effet, celui-ci limite fortement la participation du

tenon dans l'amortissement et la répartition des contraintes. De plus, la liaison est difficile avec le composite de collage intracanalair et avec le composite de restauration car la préparation de ce matériau à l'acide fluorhydrique reste inefficace ; ces tenons semblent donc peu intéressants pour ce type d'assemblage (29).

° Remarque :

Certains auteurs (4) évoquent la possibilité d'utiliser des tenons en titane. En effet, ceux-ci peuvent être traités par sablage avec un dépôt de silice, ce qui améliore sensiblement les possibilités de liaisons entre les tenons titane et le composite de restauration.



Etat de surface initial d'un tenon en titane (Tenax*, Whaledent).

Même tenon après sablage à l'alumine (50µm).

Figure 43, d'après Gonthier et coll. (69).

L'utilisation de ce matériau, et surtout l'absence de liaisons chimiques entre la résine et le métal, nous amène à l'associer à des tenons fibrés, donnant une homogénéité structurelle à la reconstitution. Ceux-ci (qu'ils soient en carbone, verre, ou quartz) sont à utiliser selon un protocole strict. Leur choix dépendra essentiellement de critères esthétiques, comme vus par ailleurs.

Dans le secteur antérieur, afin d'éviter les risques de coloration donnant un aspect disgracieux en présence d'un parodonte fin, les tenons en fibre de verre ou de quartz sont indiqués.

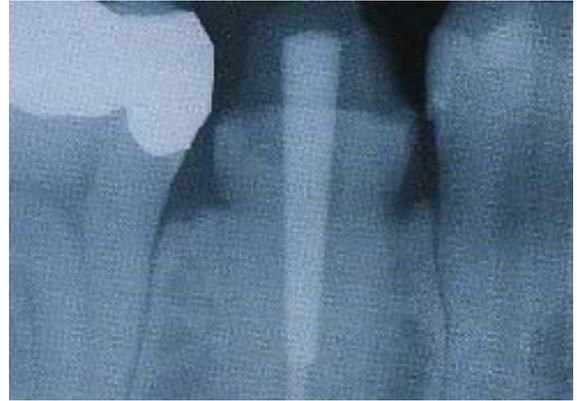


Photo 8, d'après la société Ivoclar Vivadent (143).

3.3.3 - Avantages / inconvénients

Avantages

- ° Absence de corrosion.
- ° Absorption et dissipation des contraintes par l'intermédiaire du tenon fibré.
- ° Respect de l'économie tissulaire : la rétention du système n'est pas uniquement mécanique, et implique donc un délabrement plus faible.
- ° Esthétisme.

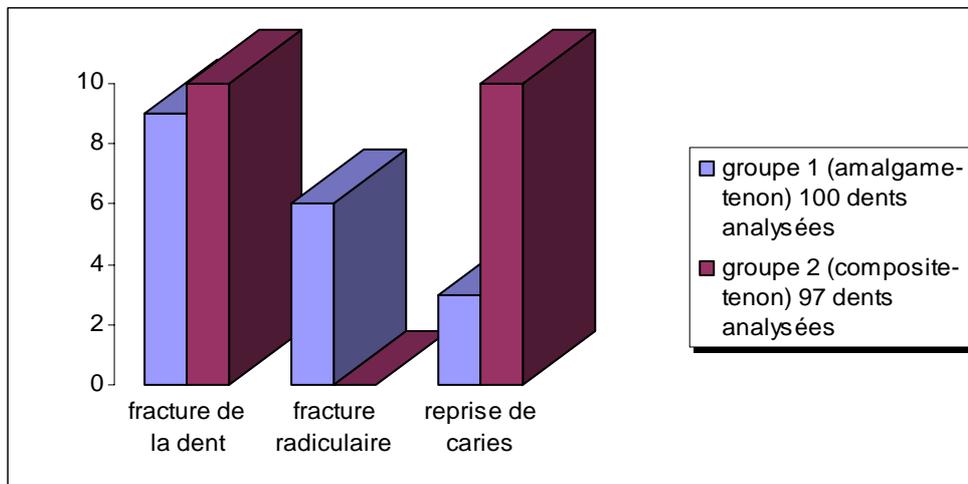
Inconvénients

- ° Protocole plus long.
- ° Mise en œuvre délicate.
- ° Limites supra-gingivales.
- ° Possibilité d'hypersensibilité locale avec les méthacrylates (réaction inflammatoire réversible de type IV).
- ° Risque de reprises de caries plus élevé.

Mannocci et coll. (97) ont comparé cliniquement, sur cinq ans, des restaurations amalgame-tenon et d'autres en composite-tenon (tenon en fibre de carbone) ; cette analyse porte sur des prémolaires atteintes de lésions de classe II, sans traitement endodontique antérieur. Les patients ne présentent aucun trouble occlusal, ni problème parodontal. Deux groupes sont constitués :

Groupe 1 : 109 patients dont les dents sont restaurées par amalgame-tenon.

Groupe 2 : 110 patients dont les dents sont restaurées par tenon carbone et composite.



Comparaison clinique de longévité de deux restaurations directes (97). Tableau 32.

Les résultats montrent que :

- Aucune différence n'est observée sur la proportion de dents fracturées entre les deux groupes (neuf pour le premier groupe, 10 pour le deuxième).
- Par contre, nous enregistrons plus de fractures radiculaires sur les dents restaurées avec des amalgames (6 contre aucune pour l'autre groupe).
- De plus, des reprises de caries plus nombreuses sont remarquées sur les dents restaurées par composite-tenon (10 reprises contre 3 pour le premier groupe).

Ce dernier point est donc à prendre en considération lors d'une restauration en composite : la limite ne doit pas être sous-gingivale et le patient doit présenter une hygiène dentaire irréprochable pour limiter les risques de reprises.

3.3.4 - Protocole

Les différentes étapes seront illustrées par un cas clinique (25).

1^{ère} étape :

Préparation coronaire.

- élimination des excès du ciment endodontique jusqu'à découvrir la dentine saine
- préparation périphérique (si celle-ci est réalisée avant la restauration).

2^{ème} étape :

Préparation du logement du tenon.

- repérage des entrées canalaires
- détermination de la longueur et du diamètre du tenon
- passage d'une série de forets de diamètre croissant. L'utilisation de forets "largo", à pointe mousse, est à privilégier.
- passage du dernier foret calibré au diamètre et à la forme du tenon.

Toutefois, cette mise en forme ne représente qu'une ébauche. Il est impératif, compte tenu des variantes anatomiques déjà soulignées et de la nécessité d'obtenir des interfaces de qualité, d'instrumenter les parois par passage de fraises boule acier (diamètre = 0.1-0.14-0.28mm) ou à l'aide d'inserts ultra-soniques. Ceci permet d'explorer tous les diverticules, en particulier les zones aplaties.

Cette manœuvre est indispensable pour permettre l'accès et le remplissage de toutes les anfractuosités non instrumentées et assurer la cohésion entre la restauration et les structures résiduelles.

3^{ème} étape :

Essayage du tenon

- contrôle radiographique de la bonne adaptation du tenon
- réglage du tenon en hauteur = tenon coupé, par pince coupante si le tenon est en titane, par disque carbure de tungstène sous irrigation si le tenon est fibré.



Photo 9



Photo 10

Remarque :

Bien que le tenon soit ajusté dans sa partie apicale, il peut rester libre dans la partie cervicale du logement radiculaire du fait de la section ovale du système canaliculaire.

4^{ème} étape :

Pose du champ opératoire.

5^{ème} étape :

Préparation au protocole de collage.

- suppression de la boue dentinaire (« smear-layer ») par EDTA 17%, suivie d'une solution d'hypochlorite de sodium (désinfecte le logement limite le risque d'une recontamination bactérienne).
- Mordançage par gel à base d'acide phosphorique à 35%, sur la dentine radiculaire et coronaire.



Photo 11



Photo 12

Les adhésifs auto-mordançants sont à proscrire. En effet, des études, et notamment celle réalisée par Yoshiyama et coll. (168), ont démontré une plus faible efficacité des systèmes auto-mordançants sur la dentine radiculaire que sur la dentine coronaire.

Le rinçage doit être abondant, le logement est ensuite brièvement séché, mais sans provoquer de déshydratation de la dentine. En effet, l'utilisation d'un adhésif mono-composant nécessite le maintien d'une dentine humide. A cet effet, l'élimination de l'eau s'effectue à l'aide de pointes de papier.

Il a été suggéré que l'utilisation d'hypochlorite de sodium après le mordançage pouvait altérer la qualité du collage, et notamment la liaison qui s'établit entre la résine (qu'elle soit chargée ou non) et la dentine. Deux études ont pourtant montré l'inverse ; la première en montrant une meilleure résistance de la résine chargée après irrigation par hypochlorite que sans (161). La deuxième, concernant les résines non chargées, aboutit à la même conclusion (10).

6^{ème} étape :

Collage du tenon.

- pose de l'adhésif à l'aide d'un micro-applicateur
- séchage par air comprimé
- photopolymérisation (temps variable selon les fabricants). Il est cependant conseillé d'augmenter le temps de polymérisation afin de compenser la perte d'énergie lumineuse au fond du logement. L'adhésif employé doit être compatible avec les composites chémopolymérisants ou bipolymérisants (encore appelé « dual cure »).

L'excès accumulé au fond du logement est éliminé à l'aide de cônes de papier.



Photo 13



Photo 14

- Insertion de résine composite à l'aide d'un lentulo ; il faut proscrire toute technique visant à introduire la résine par simple enduction du tenon. Cette résine doit combler les espaces et enrober le tenon afin d'amortir, et de répartir, grâce à un module d'élasticité proche de celui de la dentine, les forces qui lui sont appliquées.



Photo 15

Pour bénéficier des meilleures conditions de polymérisation et d'accéder à un degré de conversion optimal dans ce site difficilement accessible à la lumière, une résine chémozépolymérisable est préférable. De plus, il est admis (63) que ce type de polymérisation plus progressive diminue sensiblement les contraintes interfaciales lors de la rétraction de prise du matériau.

- Application du tenon.



Photo 16

Maintien d'une force sur la tête du tenon durant la polymérisation de la résine pour le positionner intégralement dans son logement, sans espace à son extrémité.

7^{ème} étape :

Restauration coronaire.

- Application de la résine composite (photo, chémo, ou à double réaction).

L'utilisation de matériaux de haute viscosité implique une mise en œuvre de deux matériaux :

- ° Le premier, fluide, dans le logement
- ° Le deuxième, plus épais, pour la restauration coronaire

- Une fois la polymérisation complète (4 à 5 minutes), le coffrage peut alors être retiré. Un complément de polymérisation peut être effectué à l'aide d'une lampe.
- Polissage, retrait des excès
- La préparation périphérique peut alors être entreprise dans la séance si elle n'a pas été effectuée précédemment.



Photo 17



Photo 18

Actuellement, se développent des matériaux microhybrides chémo-polymérisables injectés en une seule et même séquence dans le logement et, après la mise en place du tenon, dans la portion coronaire.

De plus, certains composites de restauration peuvent être de couleur (bleu, jaune,...) afin de visualiser plus facilement son application et sa diffusion à l'ensemble de la surface dentaire.

Cas particulier : les tenons en fibre de quartz

Ces tenons sont également translucides. Ils transmettent ainsi la lumière au sein du logement endocanalair pour permettre la polymérisation en profondeur des résines composite photopolymérisables.

Cependant, cela implique quelques modifications dans le protocole :

- La procédure d'adhésion suppose l'usage sur la dentine humide d'un adhésif monocomposant photopolymérisant. Afin d'être efficace dans ces sites infractueux, il est recommandé de doubler le temps de polymérisation.
- La transmission lumineuse augmentant sensiblement avec son diamètre (100), le tenon sera choisi de section plutôt élevé (1.8-2.2mm), ce qui implique une indication réservée aux racines massives.
- Afin d'obtenir les meilleures conditions de transmission de la lumière, l'extrémité du tenon doit être laissée libre afin de permettre un contact direct avec la fibre optique de la lampe, orientée dans l'axe du tenon. Une illumination oblique est en effet responsable d'une perte importante de la conduction de la lumière (15).



Photo 19

3.4 - Les ciments verre ionomère

3.4.1 - Composition

Mis au point par Wilson et Kent en 1972, ce sont des polyacrylates ou des polyalkénoates de verre (polymères ioniques) résultant de l'action d'une solution aqueuse homo ou copolymère d'acide acrylique ou d'acide polyalkénoïque, sur un silicate double d'aluminium et de calcium.

Ils se composent de deux éléments :

- La poudre : silicate complexe d'aluminium et de calcium. Elle comprend en outre du fluorure de calcium.
- Le liquide : c'est essentiellement une solution aqueuse d'acide acrylique homo ou copolymère, à laquelle les fabricants ajoutent parfois de l'acide itaconique, de l'acide tartrique.

3.4.2 - Propriétés

°adhérence et force d'adhésion : Le ciment adhère mieux à l'émail (3.8 MPa) qu'à la dentine (2.4 MPa). La force d'adhésion est comparable à celle de certains agents de collage dentinaire.

°absorption d'eau et solubilité : l'affinité pour l'eau varie de 0.4 à 0.9% en 24 heures. Toutefois, la contamination par l'humidité (10 premières minutes) entraîne la fragilité du ciment. La deshydratation produit le même effet entraînant fissures et craquelures. Sa résistance à la corrosion par les acides faibles de la plaque est bonne.

°Propriétés mécaniques : elles sont très inférieures aux autres matériaux (résistance à la compression <100MPa, résistance à la traction <10 MPa).

De par ses propriétés, ce matériau ne peut être utilisé comme constituant d'une reconstitution corono-radulaire. Sa composition et sa très bonne adhésion aux tissus dentaires en font par contre un très bon matériau de scellement, comme nous avons pu le voir par ailleurs.

Ainsi, ces reconstitutions permettent une économie tissulaire et sont avantageuses sur le plan mécanique.

Les inconvénients de ces reconstitutions sont liés à la complexité de leur réalisation, puisqu'elles nécessitent plusieurs matériaux. Le temps de mise en œuvre est beaucoup plus long que l'assemblage d'une reconstitution indirecte.

4 - Les reconstitutions corono-radicales indirectes

4.1 - Principes

La reconstitution par faux-moignon coulé s'adresse aux dents dépulpées très délabrées, sur lesquelles la pose d'une prothèse fixée est indispensable.

Ses indications sont nombreuses :

- Restauration de dents dont le délabrement est important, ayant une limite juxta- ou légèrement sous-gingivale et/ou des parois résiduelles insuffisantes pour envisager une restauration foulée.
- Restauration d'une dent dont l'anatomie canalaire est incompatible avec un tenon préfabriqué.
- Restauration de dents dont le volume est réduit (incisives mandibulaires par exemple) ou ayant subi un traitement préprothétique particulier (séparation de racines ou amputation radiculaire dans le cas d'atteintes parodontales profondes de pluriradiculées).
- Dents situées dans un contexte occlusal ne permettant pas d'assurer la pérennité d'une association tenon-matériau plastique (dents maxillaires postérieures).
- Correction de malposition légère (version, rotation).
- Correction du parallélisme des piliers dans le cas de grandes reconstitutions prothétiques scellées.
- Restauration de dents supports d'ancrage sur une prothèse mixte (mise en place d'attachements, fraisages, dents support de crochet).

A l'inverse, la contre-indication est posée si :

- La réalisation aggrave largement le délabrement de la dent par rapport à l'état initial et va à l'encontre du principe d'économie tissulaire.
- La hauteur coronaire disponible est insuffisante pour assurer la rétention d'une restauration à deux étages (ce cas, nécessitant un ancrage et la couronne en une seule partie, sera développé dans le V : cas particulier, la couronne « Richmond »).
- La hauteur de l'os alvéolaire est insuffisante.
- Le schéma occlusal est défavorable.
- Le patient présente une parafonction non contrôlée (usure, bruxisme).

Ces restaurations sont régies par trois grands principes :

° La caractéristique principale de ces reconstitutions est l'absence de contre-dépouilles une fois la préparation terminée, pour une bonne insertion et application du faux-moignon. Ceci engendre un délabrement dentaire plus important, des pans dentinaires plus fins ; les volumes dentinaires détruits sont remplacés par la masse métallique de l'inlay-core. La fonction d'élasticité dentinaire disparaît, tout ou partie, diminuant voire annulant les capacités d'amortissement.

Les forces occlusales sont donc intégralement retransmises, par l'intermédiaire des tenons, à la dentine radiculaire, elle-même affaiblie par le forage.



Sur cette prémolaire maxillaire, la volumineuse pièce métallique coronaire et les deux tenons laissent peu de dentine, les capacités d'absorption du stress occlusal sont réduites.

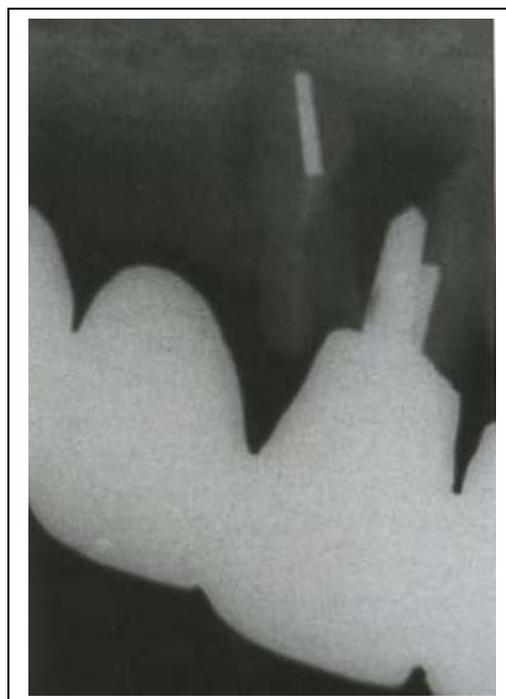


Figure 44, d'après Geoffrion et coll. (65).

Fracture radiculaire provoquée par le tenon.

Ces considérations confirment l'intérêt fondamental de minimiser la préparation des logements canalaires, de réaliser des ancrages passifs et d'utiliser les propriétés adhésives et rétentives des nouveaux matériaux de scellement et de collage pour éviter d'éventuelles fractures radiculaires.

° Deux grandes familles d'ancrages radiculaires peuvent être utilisées dans ces restaurations :

- Les tenons normalisés (dits « préfabriqués ») ont une morphologie cylindrique ou le plus souvent cylindro-cônique.

- Les tenons anatomiques sont élaborés au laboratoire à partir d'une empreinte de la lumière canalaire. Ils sont à privilégier pour deux raisons liées aux défauts des tenons présentant une partie cylindrique :

- D'un point de vue anatomique, peu de racines présentent une partie totalement cylindrique dans les deux tiers cervicaux (le tenon n'étant cône que dans son tiers apical) : ainsi la préparation peut initier une mutilation excessive notamment sur des racines présentant des dépressions ou concavités dans leurs parties proximales. De ce fait, ce type de tenon doit être évité au niveau des dents considérées « à haut risque » (prémolaires maxillaires, incisives mandibulaires) et chaque fois qu'un examen radiographique ou une vision clinique directe nous laisse supposer la présence d'une concavité radiculaire.

- D'un point de vue dimensionnel, la majorité des tenons calibrés présents sur le marché ont des diamètres supérieurs à 1.3mm dans leur partie cylindrique ; or, il apparaît qu'un diamètre supérieur à 1.2mm augmente les risques de fragilisation radiculaire particulièrement pour la zone cervicale, souvent point de fractures radiculaires (118).

- Enfin, l'intervention doit être la plus aseptique possible, préservant ainsi le traitement endodontique. Ce principe repose en grande partie sur la rapidité d'obturation des entrées canalaires. De par la faible étanchéité des obturations transitoires (1.1.4), le faux-moignon doit être réalisé dans les plus brefs délais ; théorie paradoxale puisque, par définition (la réalisation se faisant au laboratoire) un délai incompressible est nécessaire avant la pose de la restauration.

4.2 - Le faux-moignon métallique

L'utilisation des métaux pour les reconstitutions indirectes est sans doute justifiée par un très grand recul clinique, une relative simplicité de mise en

œuvre, et, avec l'expérience clinique, une bonne prédictibilité des résultats à terme.

Les qualités mécaniques des métaux permettent l'obtention d'une résistance suffisante de la reconstitution dans la quasi-totalité des situations cliniques. Le cas extrême des incisives mandibulaires en est l'illustration.

Qu'ils soient précieux ou non précieux, les alliages métalliques présentent, cependant, l'inconvénient d'un module d'élasticité élevé. De ce point de vue, et comme nous avons pu le voir par ailleurs, leur utilisation est critiquable.

Protocole

1^{ère} étape : préparation camérale

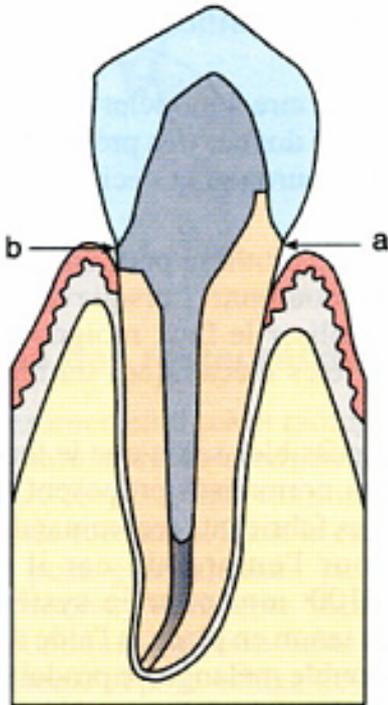
Elle consiste en une mise de dépouille des parois internes par rapport à l'axe du tenon, après avoir éliminé les matériaux coronaires hétérogènes : ciment temporaire, composite, amalgame, ..., cureté les zones cariées, et retiré le matériau d'obturation jusqu'aux entrées canalaires.



Photo 20, d'après Aboudharam et coll. (2).

2^{ème} étape : préparation périphérique externe

La préparation des faces axiales externes sera fonction de la restauration prévue. La limite cervicale de la future couronne doit recouvrir la totalité de la reconstitution et être en contact avec du tissu sain. Toutefois, dans le cas de délabrement sous-gingival sur une dent dont la morphologie rend un allongement coronaire risqué (exposition de la furcation par exemple), la couronne peut venir s'appuyer sur une limite marquée au dépens du faux-moignon, celui-ci assurant l'obturation de la partie cervicale de la cavité.



Réalisation de la préparation périphérique d'une dent reconstituée par inlay-core.

- a- la ligne de finition est faite aux dépens du tissu dentaire résiduel et la pièce prothétique recouvre totalement la restauration coronoradiculaire.
- b- La ligne de finition est réalisée par l'inlay-core, celui-ci assurant l'obturation de la cavité. L'adaptation de la restauration est ici fondamentale pour limiter les infiltrations à long terme.

Figure 45, d'après Laviolle et coll. (87).

Cette procédure doit rester exceptionnelle.

Une fois la préparation terminée, l'épaisseur des parois est vérifiée : tous les pans dentaires résiduels inférieurs à 1mm sont supprimés ;

Si la dent est très délabrée, un ceinturage cervical périphérique sera réalisé ; plus celui-ci sera long (jusqu'à 2.5mm), plus la dent résistera aux contraintes avant fracture (6).



Intrados des ancrages coulés renforçant les murs.

Figure 46, d'après Albouy et coll. (6).

3^{ème} étape : préparation canalaire

Elle obéit aux mêmes principes et impératifs que pour les restaurations foulées, et doit être menée avec la même rigueur :

- Une radiographie préalable pour choisir le ou les canaux exploités ainsi que la profondeur et le diamètre du logement.

- La préparation du logement doit être la plus aseptique possible. Ainsi, plusieurs techniques de retrait de la gutta sont possibles :

°chimique : utilisation de solvant comme l'huile d'eucalyptus, le chloroforme, ou l'huile de térébentine. Les deux derniers semblent les plus efficaces (124). Cependant, ces éléments, notamment le chloroforme, peuvent être toxiques et potentiellement cancérigènes (21). L'huile de térébentine est moins toxique. De plus, ils provoquent des remaniements dimensionnels de la gutta percha lors de l'évaporation du solvant. Il est également difficile de contrôler la profondeur d'action de ces solvants.

°thermique : sans danger également, cette technique perd de son efficacité dans les canaux étroits, de par la perte rapide de chaleur des pluggers et leur incapacité à retirer l'intégralité de la gutta percha.

°mécanique : à l'aide de forêts, cette solution semble la plus efficace, surtout en présence de stripping ou de canaux latéraux.

La combinaison des techniques mécaniques et thermiques entraînent moins de modifications du scellement apical que la solution chimique.

Une étude (73) a comparé les différentes possibilités :

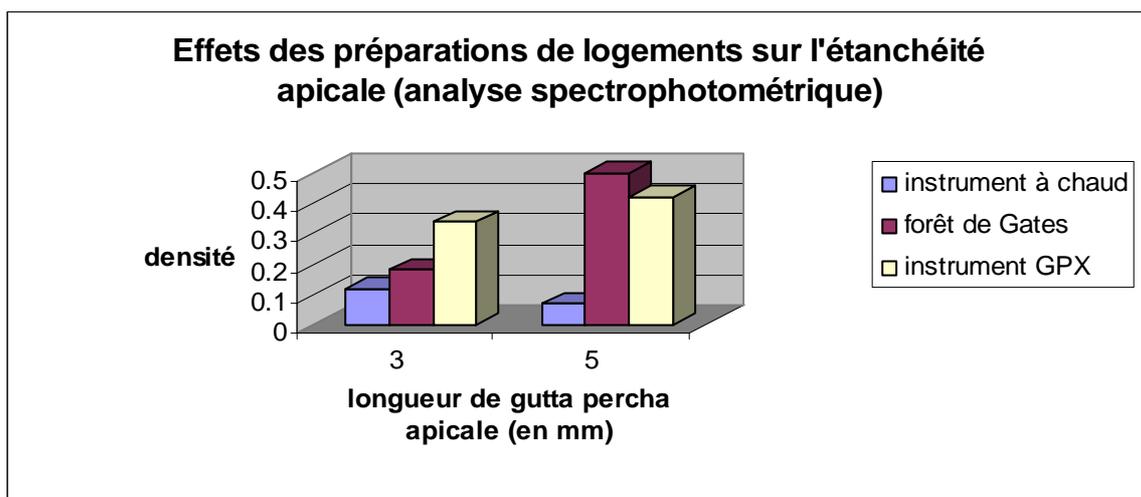


Tableau 33, d'après Haddix et coll. (73).

Dans ces conditions expérimentales (sur canines maxillaires, donc des canaux larges et droits), le retrait thermique apparaît comme le plus efficace. Les instruments rotatifs agissent plus vite, mais perturbent plus. Leur vitesse de rotation est une variable importante dans les remaniements du scellement apical ; la qualité du ciment persistant augmentant lorsque la vitesse diminue.

Si le délabrement est dû à une contre-dépouille dans la partie canalaire ou dans le tronc radiculaire, trois attitudes peuvent être adoptées :

- Comblement de la contre-dépouille avec un matériau de restauration adhésif.
- Comblement transitoire de la contre-dépouille par un matériau provisoire jusqu'à la phase d'empreinte, puis comblement définitif par le matériau d'assemblage.
- Empreinte avec un matériau élastique en conservant la contre-dépouille qui sera secondairement gérée au laboratoire.

4^{ème} étape : enregistrement du modèle

Cette étape peut se faire soit directement en bouche par modelage en résine ou en cire de la maquette de la reconstitution corono-radicaire, soit indirectement par une empreinte traitée ensuite au laboratoire de prothèse.

° Technique directe :

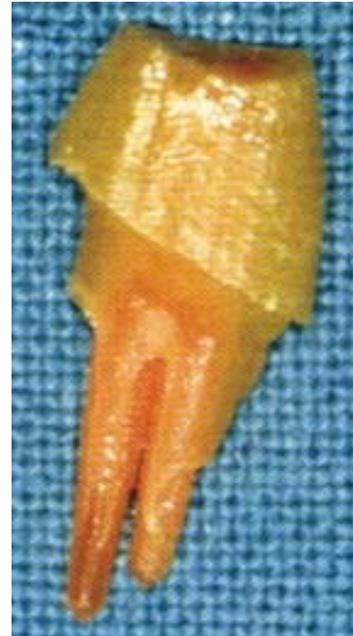
Un tenon calcinable est mis en place ; il servira de tuteur.

De la résine autopolymérisable, totalement calcinable, c'est-à-dire ne laissant pas de résidus après calcination, est apposée par couches successives dans les cavités canalaire et coronaire autour du tenon. Elle doit être de consistance crémeuse pour épouser intimement les parois, et sa couleur doit trancher nettement avec les tissus dentaires pour une meilleure visualisation du travail (résine Duralay* dans notre illustration). La reconstitution se fait en excès sur la préparation et retouchée après polymérisation sous spray pour éviter l'échauffement de la résine.

Il existe des résines photopolymérisables associées à des préformes transparentes coniques permettant un travail plus rapide et plus précis au niveau de l'adaptation, la compression exercée pendant la polymérisation minimisant le risque de manque et de bulles dans la résine.



Photo 21-22, d'après
Aboudharam et coll. (2).



L'élimination de toute trace d'eugénol, par un parfait nettoyage du logement, est indispensable pour ne pas perturber la polymérisation de la résine.

Cas particulier : l'inlay-core à clavette

Nous utiliserons alors un tenon calcinable lubrifié comme clavette et le montage se fera avec de la résine autopolymérisable. Après la prise complète, la clavette est retirée avant de procéder aux retouches.

° Technique indirecte :

Lorsque les faux-moignons sont réalisés au laboratoire, une empreinte de la dent préparée et de son environnement (antagonistes compris) est indispensable. Ces empreintes doivent présenter non seulement les critères de qualité d'un enregistrement coronaire périphérique, mais également des critères spécifiques liés à l'enregistrement des logements canaux :

- Atteindre le fond de cette cavité profonde.
- Enregistrer précisément les contours.
- Eviter les déformations du matériau d'empreinte lors de la désinsertion, du transport et de la coulée de l'empreinte.

Une empreinte médiocre peut avoir des conséquences néfastes :

- Le tenon réalisé est trop court et la rétention de la reconstruction diminue de manière importante.

- Ce même tenon diminué dans sa longueur, ne permet pas une répartition équitable des forces transmises par son intermédiaire. Les risques de fracture radiculaire sont augmentés.
- Le tenon est surdimensionné ou présente une déformation axiale. La mise en place de la reconstruction entraînera immédiatement ou à terme une fracture radiculaire.

Deux techniques co-existent selon le choix du tenon : préfabriqué (dit « normalisé ») ou anatomique. Quelle qu'elle soit, les élastomères sont préconisés ; parmi eux, les silicones par addition regroupent le plus grand nombre de qualités (84) :

- Ils possèdent une grande stabilité dimensionnelle, une grande précision, une déformation permanente minimale.
- Toute la gamme des viscosités.
- Différents temps de prise, raccourcis (wash technique) ou rallongés (double ou triple mélange).
- Ils sont naturellement hydrophobes (atténué par ajout de surfactants).
- L'auto-malaxage du produit fluide et du produit lourd fournit une meilleure homogénéité des mélanges, avec la possibilité de double mélange par un seul opérateur, la conservation des gants pendant l'empreinte et enfin une économie de temps, de matériau, de matériel et de surfaces à nettoyer.

Les polyéthers présentent un caractère hydrophile qui leur permet de suppléer les silicones par addition dans beaucoup de situations cliniques. Ils présentent cependant une rigidité incompatible avec certaines contre-dépouilles. Leur désinsertion aussi bien en bouche qu'au laboratoire est difficile.

La première, dite empreinte « injectée », peut être employée dans toutes les situations cliniques ; deux possibilités s'offrent à nous :

- Soit une empreinte injectée à la seringue seule. Dans ce cas, nous utilisons une seringue spécifique munie d'une aiguille longue et fine permettant l'injection directe du matériau élastomère de basse viscosité dans le fond du logement radiculaire. Le diamètre de l'aiguille doit être suffisamment réduit pour autoriser la pénétration de l'aiguille jusqu'au fond du logement et suffisamment gros pour assurer facilement le passage du matériau de basse viscosité.



Photo 23, d'après Lecerf et coll. (90).

Avant de procéder à l'injection du matériau de basse viscosité, il est conseillé de :

- *Contrôler la parfaite propreté du logement canalaire (absence totale de résidus de fraisage ou de débris de ciment de scellement de la prothèse temporaire).

- *Isoler le champ opératoire pour empêcher toute contamination par la salive.

- *Procéder au nettoyage du logement radiculaire à l'hypochlorite de sodium.

- *Eviter l'utilisation de l'air comprimé de la seringue multivoies qui a tendance à propulser l'humidité vers l'extrémité apicale du logement.

- *Préférer l'utilisation de pointes absorbantes qui seules permettent de sécher parfaitement le logement radiculaire sur toute sa longueur ; ce geste est indispensable lorsque les élastomères sont utilisés pour la prise d'empreinte. Le logement ayant un diamètre relativement important, la pointe absorbante peut avantageusement être utilisée par sa grosse extrémité.

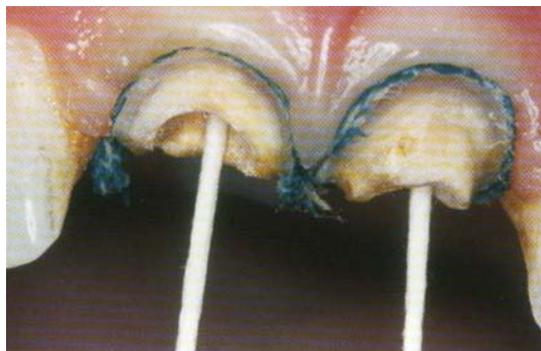


Photo 24, d'après Lecerf et coll. (90).

- *La seringue est chargée de matériau choisi.

- *Le matériau de basse viscosité est alors injecté tout en remontant doucement vers la partie camérale de la préparation. Les

dents proximales et les faces occlusales des autres dents de l'arcade devront également être recouvertes de matériau de basse viscosité. Ce dernier est alors recouvert par un porte-empreinte chargé d'un élastomère de viscosité plus élevée (double mélange) ou du même matériau (empreinte monophasique).

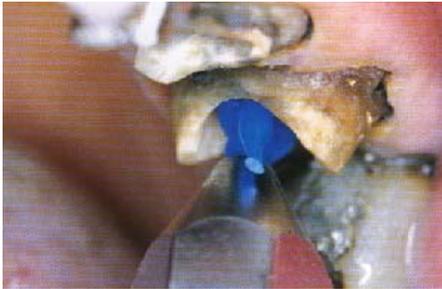


Photo 25-26, d'après Lecerf et coll. (90).

- Soit une empreinte injectée au bourre-pâte. Nous utilisons alors une seringue à élastomère à usage unique. L'importance du diamètre de l'embout d'injection interdisant l'injection directe du matériau de basse viscosité, ce dernier doit être propulsé au fond du logement radiculaire grâce à un « lentulo » de gros diamètre (communément appelé « lentulo de Tanaka »). Le lentulo est alors monté sur un contre-angle réducteur à bague verte. Si un contre-angle à bague bleue est utilisé, il faut diminuer la vitesse de rotation du moteur.

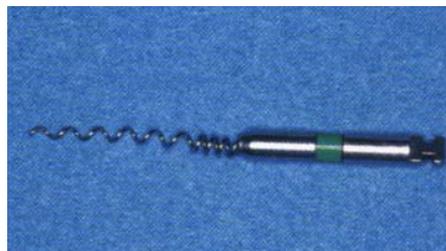


Photo 27, d'après Lecerf et coll. (90).

*La préparation et le nettoyage du logement doivent obéir aux mêmes règles que lorsqu'on réalise une empreinte injectée.

*Le matériau est introduit dans la partie coronaire de la dent avec une seringue à usage unique.

*Le « lentulo » est placé dans le logement canalaire jusqu'à son extrémité, mis en rotation, puis retiré doucement en direction coronaire.

*Les autres phases sont identiques.

Avantages :

- Cette technique est utilisable quelle que soit la forme anatomique du logement radiculaire.
- La souplesse d'utilisation de ce procédé autorise l'enregistrement de plusieurs logements canaux sur une même dent.
- C'est une technique particulièrement adaptée aux tenons anatomiques.
- Cette empreinte ne nécessite pas l'acquisition de coffrets spécifiques.
- Elle permet un parallélisme des éléments au laboratoire.
- Elle peut être utilisée lors d'un délabrement sous-gingival : la limite cervicale est alors réalisée au laboratoire sur cette pièce coulée et non sur la dentine.

L'inconvénient majeur de cette technique est le risque de déformation du tenon lors de la désinsertion et lors de la coulée. A ce titre, plusieurs solutions ont été proposées :

° Mise en place d'une armature dans la lumière du logement radiculaire (screw-post, trombone, tire-nerf) après injection du matériau fluide. L'objectif est de rigidifier le tenon et d'éviter sa flexion. En réalité, l'expérience clinique démontre le manque de fiabilité de cette technique. En effet, le matériau de basse viscosité se dissocie souvent du tuteur. Cette désolidarisation génère alors des déformations qui passent souvent inaperçues. La mise en place correcte de la reconstruction devient impossible.

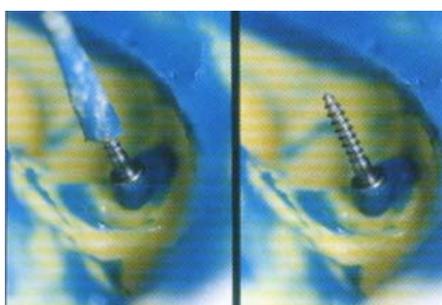


Photo 28, d'après Lecerf et coll. (90).

° Utiliser un matériau de basse viscosité présentant une grande rigidité après polymérisation. Les élastomères polyéthers sont particulièrement indiqués dans ce type de situation clinique.

° Immobiliser le tenon à l'aide de « béquilles » métalliques placées à proximité immédiate de l'enregistrement. Le tenon est ensuite maintenu dans une position parfaite, grâce à une goutte de cire collante qui interdit tout mouvement.

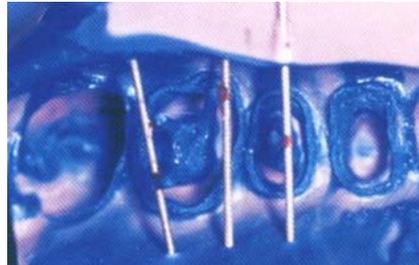


Photo 29, d'après Lecerf et coll. (90).

La seconde est une empreinte à l'aide de préformes calibrés. Elle implique une préparation particulière du logement radicaire et un matériel spécifique.

*Le logement se fait à l'aide de forêts permettant d'une part la désobturation canalaire, et la mise en forme du logement d'autre part.



Photo 30, d'après Lecerf et coll. (90).

*Contrôler qu'il ne reste pas de matériau sur les parois axiales du logement.



Photo 31, d'après Lecerf et coll. (90).

*Isoler le champ opératoire et sécher le logement.

*Placer la préforme de prise d'empreinte dans le logement.

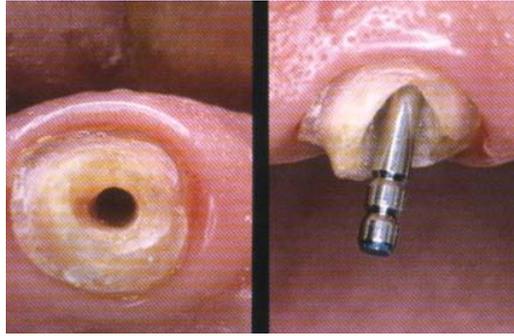


Photo 32, d'après Lecerf et coll. (90).

*Vérifier le parfait ajustage du tenon de prise d'empreinte dans le logement radiculaire (la préforme doit s'adapter à sa longueur). Un contrôle radiographique peut être entrepris.

*Procéder à l'injection de l'élastomère de basse viscosité (cône de raccordement, partie coronaire de la dent, dents adjacentes).

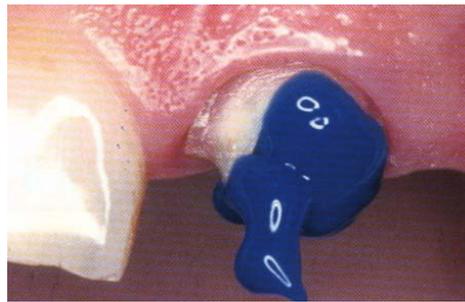


Photo 33, d'après Lecerf et coll. (90).

*L'ensemble est recouvert par un porte-empreinte chargé d'un matériau de basse viscosité.

*La polymérisation de l'ensemble acquise, l'empreinte peut être désinsérée.

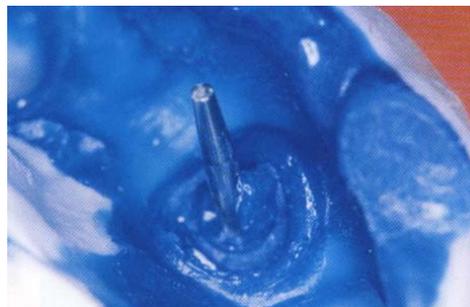


Photo 34, d'après Lecerf et coll. (90).

Avantages :

- Le logement radiculaire, ayant été préparé avec des forêts calibrés, la mise en place de la préforme de prise d’empreinte est peu sujette à erreurs.
- La qualité d’enregistrement de l’anatomie du logement s’en trouve majorée.
- Ce type d’empreinte évite la présence de bulles.
- Au moment de la coulée de l’empreinte, la rigidité de la préforme calibrée évite toute déformation sous le poids du matériau utilisé pour la confection du modèle de travail.

Inconvénient :

L’obligation de réaliser un logement radiculaire surdimensionné par rapport à la racine (les tenons préformés ayant un diamètre minimum de 1.3mm).

Quelque soit le mode d’empreinte, la coulée s’effectue au laboratoire de prothèse, permettant la constitution d’un modèle de travail représentant l’arcade impliquée. La partie figurant la préparation, appelée modèle Positif Unitaire (noté M.P.U), devra être amovible et pouvoir se repositionner dans son site.

Le M.P.U sera détourné pour dégager les limites, les tracer et pour exploiter favorablement l’ajustage.

Il est amovible pour :

- Faciliter l’établissement des marges de contour dans les espaces proximaux, repositionnable sans ambiguïté.
- Permettre des contacts proximaux et occlusaux précis.

A la fin de cette séance, une obturation provisoire est appliquée afin de protéger le traitement radiculaire.

La séance suivante est consacrée à l’essayage et à la pose de l’inlay-core si l’adaptation est bonne.

La passivité des tenons est vérifiée par l’absence totale de frictions. Au besoin, la partie radiculaire du faux-moignon est dépolie et légèrement sous-dimensionnée à l’aide d’une fraise diamantée.

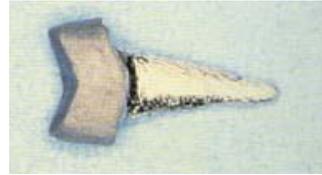
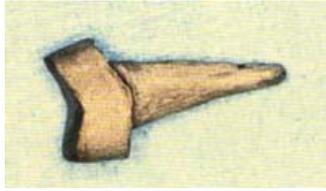


Photo 35, d'après Aboudharam et coll. (1).

L'assemblage du faux-moignon est alors réalisé, après avoir nettoyé et désinfecté le logement canalaire (protocole identique à celui des reconstitutions foulées).

Nous pouvons remarquer que les reconstitutions métalliques peuvent être assemblées avec tous types de matériaux :

Degrange et coll. (43) ont montré que les meilleures valeurs de rétention sont obtenues avec des résines non chargées. Toutefois, les valeurs obtenues avec les C.V.I.M.A.R sont intéressantes : 15.5 MPa contre 19.6 MPa avec les résines non chargées et 5.5 MPa avec un ciment au phosphate de zinc.

Le collage permet une plus grande rétention, une meilleure absorption des contraintes et une meilleure étanchéité. Les conditions cliniques doivent néanmoins être prises en compte, la pose d'un champ opératoire étant indispensable pour cet assemblage.

L'adhésion d'une résine adhésive à l'inlay-core peut être améliorée en enduisant le tenon et les parois dentinaires du monomère activé ; la mouillabilité de la résine est alors augmentée.

Les C.V.I.M.A.R nous apparaissent comme un bon compromis entre efficacité et simplicité de manipulation.

4.3 - Le faux-moignon céramique

4.3.1 -Principe

Devant la poussée de la demande esthétique en matière dentaire, les techniques et les matériaux permettant la réalisation de prothèses fixées sans infrastructure métallique se multiplient.

Parmi eux, les systèmes tirant profit de l'amélioration des qualités mécaniques des céramiques. Deux types d'indications justifient la suppression du métal :

- Indication esthétique : elle est particulièrement justifiée pour les céramiques translucides. Les céramique d'infrastructure alumineuse (In Ceram* - Vita, ou Procera* - Nobel Biocare), beaucoup plus opaques, imposent moins de contraintes esthétiques pour les restaurations sous-jacentes.
- Indication liée à la biocompatibilité : la disparition des phénomènes de corrosion et d'allergie justifie l'élimination totale des métaux.

L'application d'une couche de céramique sur la partie coronaire de l'inlay-core est un moyen simple pour masquer le métal (61). Cette couche de céramique opaque mate et dépolie va réfléchir les rayons lumineux de manière uniforme dans toutes les directions. La teinte sera conforme à celle choisie sur le patient. Cependant, aucune retouche ne peut être faite au risque de supprimer la couche de porcelaine. Cela améliore fortement l'esthétique, mais ne supprime pas les éventuels problèmes de corrosion et de biocompaibilité inhérents au métal.



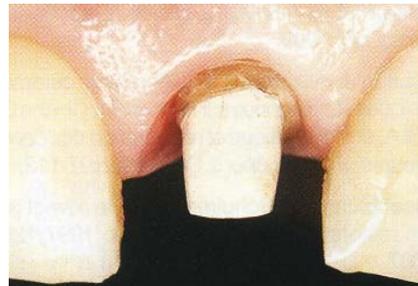
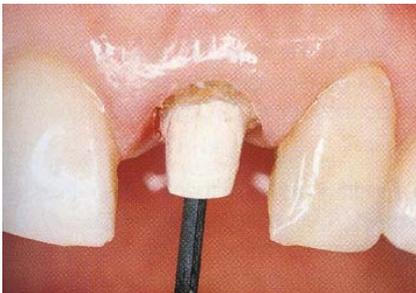
Photo 36, d'après Frejlich et coll. (61).

Afin de supprimer totalement le métal, l'utilisation de reconstitutions indirectes en céramique a été suggérée.

Plusieurs techniques de réalisation de la céramique sont envisageables, mais la plus efficace pour les reconstitutions corono-radiculaires est celle dite de

la céramique pressée. Reposant sur la technique de la cire perdue, cette méthode utilise des lingotins de céramique réchauffés durant plusieurs heures, puis injectés dans un moule en revêtement de l'élément à fabriquer. La pressée permet d'obtenir des armatures sur lesquelles sont stratifiées des composants esthétiques. Elle fait appel à des céramiques conventionnelles à haute teneur en leucite (59), ou chargée de 60% de cristaux de disilicate de lithium (128). Dans ce cas, le système fait appel à des tenons préfabriqués englobés dans la céramique (42). Les tenons sont en zircone (voir 2.2.3.3).

La zircone étant cependant difficilement usinable, une autre technique peut toutefois être envisagée : la céramique frittée puis infiltrée. Mise au point par Sadoun en 1985, cette technique repose sur l'utilisation d'une barbotine (suspension stable de grains dans un milieu le plus souvent aqueux), montée sur un modèle poreux absorbant le milieu de dispersion des grains (41). Après déshydratation, les grains sont « soudés » entre eux par des ponts de frittage. A ce stade, le matériau est facilement retouché ou usiné. Les espaces libres entre les grains sont secondairement infiltrés par un verre pour obtenir la résistance finale. Contrairement à la technique conventionnelle, les grains ou charges qui occupent la majeure partie du volume sont reliés entre eux pour limiter la propagation des fissures dans la matrice. Le verre comble les espaces laissés libres entre les grains. Les tenons associés sont des tenons fibrés, qui vont venir claveter le faux-moignon.



Faux-moignon en
zircone claveté par un
tenon en fibre de verre.



Photo 37-38-39, d'après Zyman (169).

4.3.2 - Propriétés

°Mécaniques.

Les céramiques, contrairement aux métaux et résines, sont toujours des matériaux fragiles, c'est-à-dire cassants sans déformation préalable. En revanche, en fonction de leur constitution, la force à mettre en jeu pour les rompre est plus ou moins importante et la céramique est dite plus ou moins résistante.

De plus, si la résistance est maintenue lors des sollicitations répétées, la céramique a une bonne ténacité.

Produits	résistance (en Mpa)	ténacité (en Mpa/m ^{1/2})
Empress* (Ivoclar Vivadent) leucite	150	0.85
Empress II* (Ivoclar Vivadent) leucite +lithium	350	1.6
In-Ceram* Spinel (Vita) MgAl ₂ O ₃	350	2.2
In-Ceram* Alumina (Vita) grains d'alumine	500	4.5
in-Ceram* Zirconia (Vita) alumine + 30% zircone	700	6.2

Tableau 34, d'après Laurent et coll. (86).

C'est l'augmentation de la résistance et de la ténacité des céramiques qui permet la suppression du métal comme infrastructure. Ces améliorations des qualités mécaniques sont directement liées à la diminution de la phase vitreuse fragile et à l'augmentation des charges qui sont autant de barrières à la progression des dislocations.

°Précision d'adaptation.

Les valeurs du joint obtenues sont inférieures aux 120µm considérés par Mac Lean comme cliniquement acceptables et durables (95).

°Biocompatibilité.

Elle semble davantage liée à la nature du matériau qu'à une hypothétique diminution du joint dento-prothétique.

°Qualités esthétiques.

La réflexion de la lumière est liée au nombre et à la composition des charges dans la céramique, les qualités esthétiques en découlent.

4.3.3 - Protocole

Celui-ci est semblable aux faux-moignons métalliques.

Cependant, faisant appel à des tenons préfabriqués, quelques particularités de protocole sont à prévoir :

*La préparation du logement canalaire nécessite le passage de forets calibrés. Elle doit répondre à certaines règles, à savoir l'absence d'angle vif entre le tenon et son logement. De plus, le rattrapage d'axe n'étant pas possible avec ce type de faux-moignon, le tenon doit donc se trouver dans l'axe du bord libre de la future restauration (56).

*Les tenons peuvent

- soit être en zircone, la reconstitution se fera alors par de la céramique pressée.



D'après Fougerais et coll. (56).

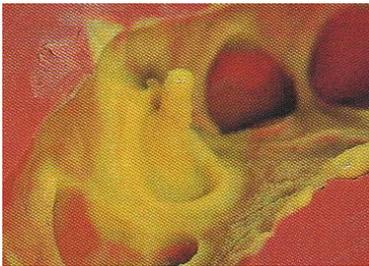
- soit en fibre de carbone, la reconstitution sera en céramique



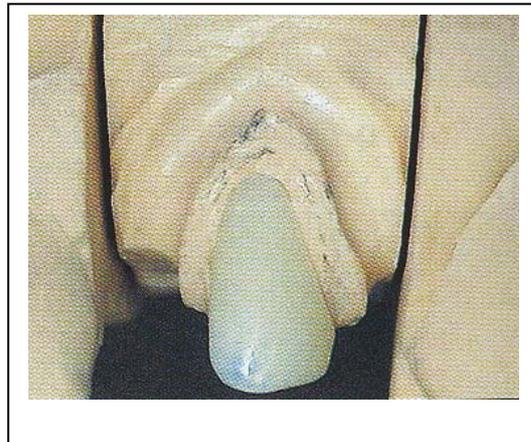
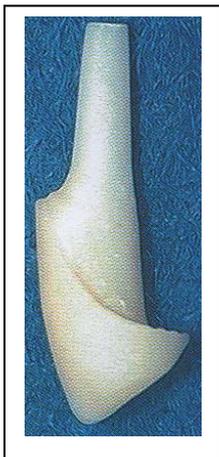
Le tenon vient claveter le faux-moignon.

Le tenon est ici en carbone, mais les tenons en fibre de verre sont de plus en plus utilisés, pour une meilleure diffusion de la lumière (56).

*L'empreinte peut se faire soit de façon « injectée », soit à l'aide de préformes calibrés, si elle est indirecte.



Empreinte double mélange du logement de tenon.



Faux-moignon en céramique avec tenon zircone.

Photo 40-41-42, d'après Fougerais et coll. (56).

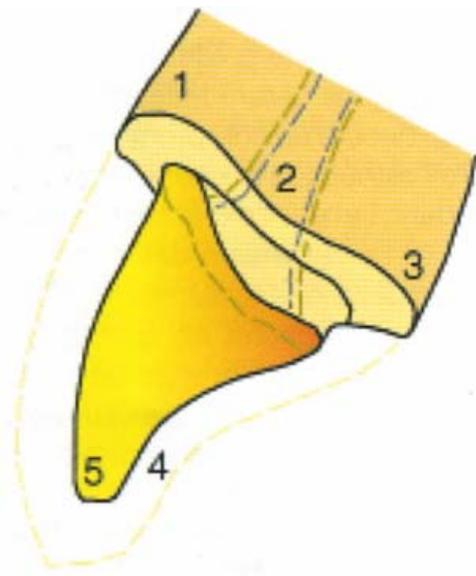
Remarquons cependant que le silicone injecté n'adhère pas au tenon zircone. De plus, la partie émergente du tenon hors de la racine ne devant pas être sectionnée, l'insertion du porte-empreinte est parfois difficile. Nous conseillons donc d'injecter le matériau d'empreinte directement dans les canaux.

Le faux-moignon peut aussi être réalisé de manière directe, la céramique étant alors usinée au laboratoire.

*Aucune retouche ne peut être réalisée lors de l'essayage, sous peine de créer des fissures sur le faux-moignon.

*Le moignon doit répondre aux critères de préparation pour la réalisation d'une couronne céramo-céramique (133) :

- Epaulement ou congé à angles internes arrondis.
- La réduction axiale peut varier de 0.8 à 1.5mm.
- La réduction occlusale doit être de 2mm au minimum.



Réduction coronaire et nouvelle céramique :

1-3 = 1 à 1.2 mm.
2 = 0.8 à 1 mm.
4 = 2 mm.
5 = 2.5 mm.

D'après Gombeaud (68).

- La forme de contour de la préparation doit suivre la morphologie de la dent intacte.

- Pas de rainures ni de boîtes pour augmenter la rétention.
- Pas d'angles vifs.



Photo 43-44, d'après Gombeaud (68).

- Polissage soigneux de la préparation afin de faciliter la lecture du moignon par le scanner.

*Le faux-moignon est collé. Comme nous avons pu le voir, ce protocole est stricte et implique la pose d'un champ opératoire (difficile lorsque la dent est très délabrée). Les résines adhésives, à prise anaérobie, laissent le temps à l'opérateur de réaliser un assemblage satisfaisant, et semblent préférables. L'utilisation d'un ciment verre ionomère peut également se faire ; la procédure est plus simple, et un éventuel démontage sera moins problématique que si le tenon est collé.

4.3.4 - Intérêts

L'utilisation de ces matériaux dans la réalisation de faux-moignons est cependant discutable pour plusieurs raisons :

- Leurs qualités mécaniques restent plus proches de celles du métal que de la dentine, contrairement aux résines renforcées par des fibres.
- Le gain esthétique ne se justifie que lorsqu'une céramique très translucide doit les recouvrir.
- Le matériau est très cassant.
- Le diamètre du tenon est important.
- La réalisation au laboratoire est complexe et coûteuse.

Leur indication réelle est cependant limitée, et réservée généralement aux dents antérieures maxillaires, là où les souhaits esthétiques sont les plus importants.

Ces restaurations sont formellement contr-indiquées dans les cas de :

- Bruxisme.
- Prémolaires, généralement au maxillaire, dont la morphologie présente un faible volume mésio-distal.

4.4 - Le faux-moignon en composite renforcé par des fibres (FRC)

Les techniques de reconstitutions directes en composite renforcé par fibres synthétiques sont avantageuses pour leurs qualités mécaniques et par la préservation des tissus, mais sont quelquefois complexes d'utilisation. Elles ne peuvent cependant pas toujours répondre à l'indication de reconstitution de la dent dépulpée en fonction des structures résiduelles. Par ailleurs, l'assemblage

est complexe car le praticien doit faire face à des montages nécessitant des coffrages délicats. L'utilisation de composites de laboratoire renforcés par des fibres peut constituer une bonne alternative à ces problèmes.

Dans les situations cliniques où l'indication d'une reconstitution coronoradiculaire indirecte est posée, les inlay-cores en FRC présentent les avantages mécaniques des fibres synthétiques.

Par ailleurs, ces reconstitutions conviennent aussi bien aux dents antérieures qu'aux postérieures.

La principale contrainte de ces restaurations est inhérente au collage. Il est en effet obligatoire de pouvoir poser un champ opératoire pour une bonne adhésion du matériau.

Les premiers cas (86) faisaient appel à un tuteur, formé de fibres horizontales, servant de guide à la reconstitution. Le prothésiste devait cependant réaliser de façon artisanale le tuteur à partir de fibres avant d'élaborer la partie coronaire. Le développement de fibres de verre, comme les tenons Postec* de la société Ivoclar Vivadent® simplifie grandement la tâche du prothésiste. Ceci implique cependant la réalisation de logement pour tenon préformé, pouvant provoquer une fragilité excessive de la racine.

4.4.1 - Caractéristiques

°Les tenons utilisés sont en fibres de verre noyées dans une matrice polymère constituée de diméthacrylate urethane et de diméthacrylate triéthylène glycol. Du trifluorure d'yttrium peut être ajouté pour donner une relative radio-opacité aux tenons.

Les fibres représentent 50 % du volume total et sont unidirectionnelles, suivant le plus grand axe des tenons. Ceux-ci sont cylindro-côniques.

°La pose de ces reconstitutions fait appel à un assemblage collé. Ceci nécessite l'utilisation de résines, quelles soient chargées ou non (voir 2.2.7).

Ce collage offre une continuité entre la dentine, le composite d'enrobage du tenon, la matrice polymère et enfin les fibres de verre qui composent ces tenons. Au regard de la biocompatibilité, le risque de corrosion inhérent à l'utilisation des tenons métalliques est supprimé.

°La qualité esthétique de ces restaurations, sans offrir les possibilités des céramiques, permet cependant la réalisation de prothèse céramo-céramique.

4.4.2 - Protocole

Les différentes étapes seront illustrées à partir d'un cas clinique (1) ; restauration de 11 et 12 avant la réalisation de coiffes céramo-céramiques.



Photo 45 : vue vestibulaire et palatine de 11 et 12. Nous pouvons remarquer de fortes dyschromies et restaurations volumineuses.

1^{ère} étape :

Mise en forme périphérique.

Les dents sont préparées dans leur partie périphérique, sans tenir compte des matériaux d'obturation transitoires ou définitifs mis en place. L'élimination des matériaux coronaires hétérogènes (ciment temporaire, composite), le curetage des zones cariées et le retrait du matériau d'obturation jusqu'aux entrées canalaire sont alors effectués.



Photo 46



2^{ème} étape :

Élimination des parois fragiles.

Toute paroi de moins d'1mm d'épaisseur est éliminée.

3^{ème} étape :

Préparation du logement canalaire.

Après radiographie pour évaluer la profondeur nécessaire du tenon, passage de forets croissants (si l'empreinte se fait à l'aide d'un tenon préformé, et passage du foret terminal calibré est indispensable).



Photo 47

4^{ème} étape :

Prise d'empreinte.

Celle-ci se fait selon deux modes (voir 4.1).

L'empreinte est ensuite coulée au laboratoire.

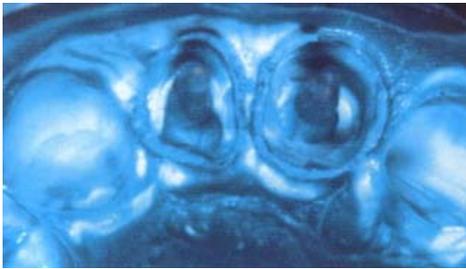


Photo 48-49

5^{ème} étape :

Confection des faux-moignons par le prothésiste.

Les tenons, qui vont servir de tuteur au matériau composite sont sablés sous pression à l'oxyde d'alumine à 25 μ m. Ce sablage permet un nettoyage parfait des tenons pour une bonne adhésion de la matrice composite. Un agent de liaison silanique vient favoriser la liaison minérale entre les fibres de verre, la matrice et les charges cristallines.

Le montage de la partie radiculaire est alors effectué.

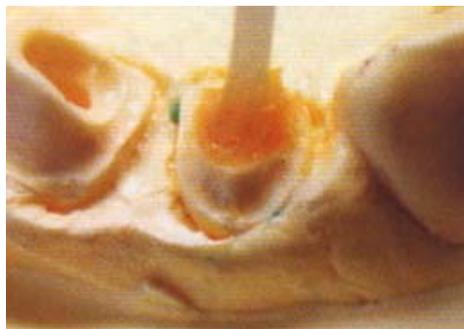


Photo 50

Une photopolymérisation brève est appliquée.

La portion coronaire est ensuite confectionnée, par rapport aux dents latérales et antagonistes.

La cuisson finale s'effectue dans un four à 95°C, pendant 25mn, après avoir recouvert la reconstitution d'un gel glycéринé, qui va empêcher la formation d'une couche inhibée en surface.

Le polissage s'effectue alors à l'aide de meulettes et de pointes siliconées, à vitesse réduite pour ne pas brûler la matrice polymère.



Photo 51

Un nettoyage à la vapeur et un sablage permet de supprimer les dernières impuretés.

6^{ème} étape :

Pose de l'inlay-core.

L'insertion doit se faire sans friction. La relative fragilité du matériau empêche toute retouche en clinique.

Le champ opératoire est mis en place. Si les structures résiduelles ne permettent pas l'application du champ, la digue peut être collée sur la muqueuse (de façon très transitoire!!!).

Mordançage à l'aide d'un gel d'acide phosphorique à 37%.

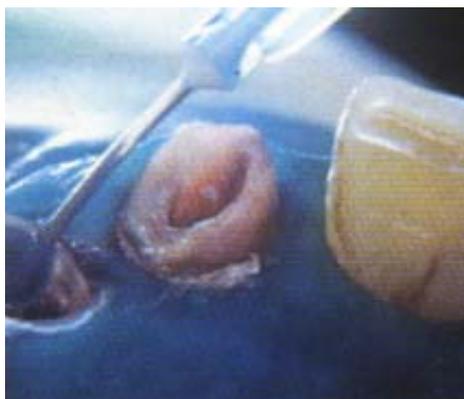


Photo 52

Rinçage prolongé.

Elimination des excès d'eau par air et à l'aide de pointes de papier. Nous rappelons que lors d'un collage, il est important de laisser la dentine humide.

Enduction des parois par le primaire



Photo 53

Elimination des excès par seringue à air.

Application de l'adhésif dans sa version chémopolymérisable.

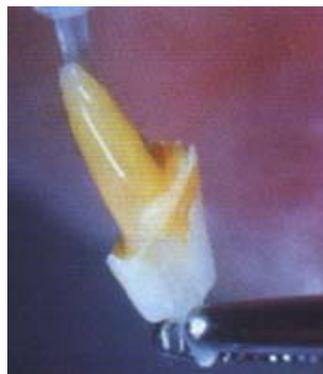


Photo 54

Mise en place de la résine fluide d'assemblage, soit par capsule, soit à l'aide d'un lentulo. Il n'est pas utile de remplir en excès le logement radiculaire, le matériau faisant seulement joint d'assemblage.



Photo 55-56

Insertion du faux-moignon.

7^{ème} étape :

Mise en forme du moignon coronaire.

Elimination des excès de matériau, la réalisation prothétique esra effectuée dans une étape ultérieure.

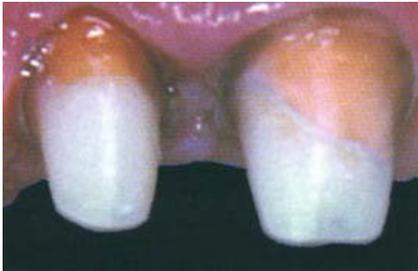


Photo 57-58

4.4.3 - Intérêts

Avantages :

- Esthétisme.
- Qualités optiques.
- Protocole simplifié, par rapport au x reconstitutions directes.
- Absence de corrosion.
- Avantages mécaniques des reconstitutions utilisant des tenons fibrés synthétiques.

Inconvénients :

- Champ opératoire obligatoire.
- Ré-intervention endodontique problématique de par la difficulté de déposes des tenons fibrés (nous y reviendrons dans le 6).

Ces faux-moignons en composite tirent ainsi parti des avantages mécaniques des reconstitutions utilisant des tenons fibrés synthétiques, tout en répondant aux indications des reconstitutions indirectes. S'ils constituent une alternative prometteuse par le recul clinique (les premiers cas traités datant de plus de quatre ans), il convient cependant de respecter leur stricte indication et de s'assurer de la qualité du traitement endodontique (reprise canalaire difficile).

Conclusion :

Accessible au plus grand nombre, la technique des reconstitutions coronoradiculaires coulées, bien codifiée, reste préférable aux reconstitutions directes lorsque celles-ci sont mal indiquées, ou imparfaitement réalisées.

La qualité de l’empreinte conditionne en grande partie la pérennité de la reconstitution coronoradiculaire coulée. Là, peut-être plus qu’ailleurs, le protocole opératoire doit être suivi avec une rigueur particulière. On évitera ainsi la formation de bulles à l’extrémité du tenon et/ou les flexions très préjudiciables à la qualité de l’inlay-core.

5 - Cas particuliers

5.1 - La dent à tenon

5.1.1 - Principe

Plus communément appelée couronne « Richmond » (du nom de l'inventeur de ce principe), c'est la technique la plus ancienne dans laquelle la reconstitution corono-radicaire et la restauration prothétique sus-jacente ne font qu'un. Nous parlons alors d'une restauration à un étage.

Ce principe n'est cependant que rarement utilisé car ce système monolithique présente de nombreux inconvénients :

- Difficulté de l'empreinte dans le cas d'un tenon anatomique pour enregistrer de façon parfaite et dans un seul temps l'anatomie canalaire et la limite cervicale de la préparation coronaire, cette difficulté étant majorée lors de reconstitutions plurales.
- Risque de descellement plus fréquent de par la transmission directe des contraintes mécaniques au tenon.
- Problème d'adaptation de l'ensemble prothétique : pour le tenon, il est préférable d'utiliser un revêtement compensateur à faible expansion thermique ; ainsi, la contraction de refroidissement de l'alliage crée un ancrage légèrement sous-dimensionné, ménageant l'espace nécessaire au ciment de scellement.

Cette pratique est toutefois contre-indiquée pour la partie coronaire car son adaptation devient aléatoire.

La réalisation d'une dent à tenon implique l'utilisation d'un vernis d'espacement sur toute la préparation coronaire, y compris la ligne de finition, en opposition avec les principes d'adaptation marginale (131).

- Difficulté de la dépose en cas de problème.

Contre-indications :

Cette restauration est formellement contre-indiquée lorsque :

- La destruction coronaire est profonde, rendant le cerclage des tissus dentaires résiduels insuffisant.
- La (ou les) racine(s) sont courbes ou courtes, ne permettant pas un tenon de longueur suffisante par rapport à la couronne clinique.
- La restauration est un bridge dont les dents piliers ne sont pas parallèles.

- Les racines sont divergentes. L'axe du tenon est très éloigné du grand axe de la dent, ce qui provoque des problèmes d'insertion insurmontables, et des forces obliques en pression dépassant les limites de résistance de la dentine.

Indications :

Elles sont ainsi très limitées :

- si la hauteur coronaire disponible ne permet pas d'intégrer une restauration à deux étages rétentive (dents anatomiquement très courtes ou abrasées, occlusion très serrée),
- pour des dents au diamètre réduit (comme les incisives mandibulaires) n'autorisant pas une réalisation esthétique résistante sur une construction à deux étages.

5.1.2 - Protocole

La préparation pour couronne Richmond utilisée pendant de nombreuses années est jugée désormais trop mutilante pour la dent. Elle consistait à réduire la partie coronaire de la dent à un plateau occlusal perpendiculaire à son grand axe, la partie vestibulaire étant réduite en forme de cuvette et la partie linguale préparée de dépouille par rapport à l'axe du tenon : la ligne de finition en forme de congé fin délimitait l'ensemble de la préparation.

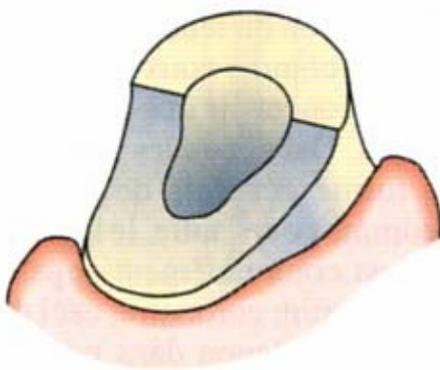


Schéma d'une préparation pour couronne Richmond traditionnelle.

Figure 47, d'après Laviolle et coll. (87).

Actuellement, la préparation pour dent à tenon se rapproche de la préparation pour faux-moignon métallique :

- ° Mise de dépouille des parois internes et externes de la cavité coronaire par rapport à l'axe du tenon.

- ° Contrôle de l'épaisseur des parois résiduelles : les parois insuffisantes sont réduites en hauteur jusqu'à retrouver une épaisseur minimale d'un mm.
- ° Réalisation du logement canalaire selon la procédure de la technique choisie (tenon préfabriqué ou anatomique).
- ° Tous les angles vifs sont arrondis.

Cependant, pour améliorer la stabilité, créer une opposition aux forces transversales de cisaillement, et surtout éviter une rotation de la prothèse, une forme géométrique peut être donnée à la base de la cavité coronaire et une forme ovale au départ du logement canalaire.

5.2 - La technique Monoblok®

5.2.1 - Indications / contre-indications

Celle-ci est le résultat d'une évolution récente des pratiques privilégiant l'économie tissulaire et l'absence de métal. Pour les dents dépulpées, il est ainsi apparu dans certains cas que l'absence d'ancrage radiculaire, long et volumineux comme il était de coutume, par l'exploitation de la chambre pulpaire permettait de satisfaire l'exigence de la rétention, allée à l'adhésion offerte par le collage (67).

Cette technique tire parti de l'anatomie des dents pluriradiculées, notamment leur chambre pulpaire. Le principe est simple : utiliser la partie camérale de la pulpe comme élément de rétention et de stabilisation de la restauration, évitant ainsi les ancrages longs traditionnels.



Photo 59, d'après Pissis et coll. (120).

Indications :

- Molaires et prémolaires maxillaires.
- Molaires mandibulaires.
- Le logement caméral doit être ceinturé par au moins 3 murs résiduels assurant l'encastrement.
- Parodonte sain.
- Canines et incisives maxillaires dans certains cas : bons rapports hauteur / section du tenon d'ancrage, et hauteur / section de la couronne prothétique.

Contre-indications :

- Mauvais contrôle de plaque
- Structures dentaires résiduelles insuffisantes, ou ne respectant pas les exigences (voir recommandations, chapitre suivant)

5.2.2 - Recommandations

° La section du tenon doit être supérieure ou égale à 3.5*3.5mm pour les molaires, et 2.5*3mm pour les prémolaires. Ceci permet d'augmenter la résistance à la fracture.

° La hauteur doit être au minimum égale à 4mm.

° Les parois du tenon (et du logement caméral) doivent être très proches du parallélisme (inférieur à 4°).

° Les murs périphériques doivent avoir une hauteur minimum de 1 mm. L'épaisseur de ces murs ne doit pas être inférieure à 1mm.

° Les limites cervicales doivent être supra-gingivales, une seule pouvant être infra-gingivale, pour des raisons de collage ;

Ainsi, les trois fonctions attendues de la restauration sont assurées :

- La sustentation est assurée par la marge périphérique, dressée en forme d'épaulement à angle interne arrondi.
- La rétention est obtenue par l'ancrage dans la chambre pulpaire.
- La stabilisation est assurée par le « trottoir » situé entre l'épaulement périphérique et le logement central.



Photo 60-61, d'après Pissis et coll. (120).

Cette technique ne pénètre les canaux que sur les 1 à 2 premiers millimètres. Si la rétention par la chambre centrale est estimée insuffisante, il faut renoncer à la préparation pour une couronne Monoblok*.

5.2.3 - Protocole

La préparation est relativement simplifiée :

L'utilisation de forets est inutile. Le passage d'instruments diamantés va nous permettre à la fois

- d'éliminer les matériaux d'obturation,
- de préparer les parois périphériques,
- de calibrer le logement central d'ancrage, court et large,
- de marquer l'entrée (ou les entrées) canalaires.

La réalisation se fait au laboratoire. Pour des exigences esthétiques (la reconstitution et l'élément prothétique ne font qu'un seul bloc), nous utilisons une vitro-céramique renforcée par des cristaux de leucite. Elle est pressée à partir d'un lingotin amené jusqu'à température plastique.

La reconstitution devra être collée ; l'intrados prothétique est ainsi mordancé au laboratoire ; il sera ensuite nettoyé à l'eau et par solvant organique après l'essai clinique.

Le polymère utilisé est un composite de collage. En principe, il n'adhère que faiblement à la surface lisse de l'extrados de la prothèse, facilitant l'élimination des excès. Nous pouvons utiliser également des résines non chargées. La visco-élasticité de ce matériau après polymérisation et sa grande capacité d'adhésion sur la dentine sont des atouts pour la pérennité de l'édifice. Toutefois, sa polymérisation très lente et son adhésion aux tissus mous rendent son élimination difficile.

5.2.4 – Intérêts / critiques

Ce concept est utilisé depuis une quinzaine d'années (119). Il faut conserver à l'esprit que la résistance mécanique en flexion reste assez faible, ce qui nécessite une grande importance à l'architecture de la préparation.

La préparation dentinaire doit être suffisante pour éviter un point de moindre épaisseur, risque de fracture.

Un épaulement périphérique trop incliné ou insuffisamment large constitue un élément défavorable ; 1 mm d'un épaulement droit est nécessaire pour assurer une bonne sustentation. Une insuffisance au niveau de la forme et de la largeur peut se traduire par une fracture partielle d'un bord vestibulaire ou lingual.

Ainsi, cette technique semble offrir une possibilité supplémentaire de restauration de la dent en diminuant les contraintes exercées sur la (les) racine(s). Ses indications doivent être cependant soigneusement sélectionnées, les critères particulièrement respectés.

6 - La dépose des reconstitutions corono-radiculaires

Même si la réalisation d'une reconstitution corono-radicaire est à visée définitive, nous pouvons être amenés à déposer celle-ci du fait :

- Des contraintes qui leur sont appliquées et de la fragilité des structures dentaires résiduelles.
- D'une insuffisance biomécanique de la reconstitution.
- De l'apparition de lésions apicales nécessitant un retraitement endodontique.
- De l'évolution d'un projet prothétique.

Il peut être demandé soit de déposer simplement le tenon pour réviser et remplacer la restauration, soit de le déposer pour ré-intervenir sur le traitement endodontique.

Nous observons trois indications pour cette dépose :

1- Indications d'origine dentaire

La présence d'une reprise carieuse sous prothétique ou d'une infection péri-apicale peut conduire à déposer le tenon afin de réaliser une ré-intervention. Des signes cliniques et radiologiques conduiront à prendre la décision de dépose de l'ancrage.

L'indication est généralement liée à une insuffisance d'étanchéité de l'obturation canalaire, nécessitant un retraitement endodontique par voie orthograde (53).

2 - Indications d'origine prothétique

Dans le cas de prothèse inadaptée, sur le plan esthétique, du changement d'état de la cavité buccale (élaboration d'un bridge ou d'une prothèse amovible partielle), d'oxydation ou de corrosion des éléments métalliques, le projet thérapeutique peut évoluer.

3 – Indications liées au tenon

Si le tenon est inadapté ou trop court, des zones de tensions excessives sont créées sur la racine et présente des risques de décollement ou de fracture radicaire (66).

La fracture du tenon lui-même est assez rare. Cela peut cependant arriver, notamment sur des tenons fibrés. Il faut alors envisager la dépose de la partie restée dans la racine.

Ainsi, il est important d'évaluer, lors de la reconstitution, la possibilité de démontage du système.

Dans tous les cas, le problème principal de la ré-intervention est le risque de fracture radiculaire lors des différentes manœuvres. C'est pourquoi une étude radiographique préliminaire permet d'évaluer la morphologie générale du tenon, son orientation et l'épaisseur radiculaire résiduelle. Ces informations nous laisseront préjuger du pronostic favorable ou non de l'opération de dépose. Il est cependant nécessaire de toujours avertir le patient du risque inhérent à la ré-intervention.

Nous observons trois cas distincts de restauration à déposer :

- La première est la reconstitution corono-radiculaire indirecte scellée. Il s'agit du faux-moignon métallique, scellé par ciment carboxylate, ou par C.V.I.M.A.R.
- La deuxième est une restauration directe composé d'un tenon métal (précieux ou non), associé à un amalgame.
- La troisième regroupe l'ensemble des restaurations collées (directes ou indirectes), soit des reconstitutions utilisant des tenons fibrés, ou céramisés (en zircone).

6.1 - La dépose des reconstitutions directes en amalgame

Il s'agit du cas le plus favorable, par l'interface existant entre le tenon et le matériau de restauration.

Après avoir déposé la coiffe éventuelle qui chapeaute la restauration, la dépose de l'amalgame se fait relativement aisément, en prenant soin de ne pas sectionner la partie émergente du tenon. L'élimination du bloc doit se faire sans morcellement excessif ; une fraise fissure en carbure de tungstène permet de séparer les parois dentinaires de l'obturation qui est ensuite mobilisée grâce à un insert ultrasonique.

Pour limiter l'ingestion de mercure et de ses vapeurs par le patient, la dépose doit se faire sous digue. Dans certaines situations cliniques, une aspiration chirurgicale à fort débit palliera l'absence d'isolement.

La dépose du tenon peut se faire selon trois modes :

1- Par vibration :

L'utilisation d'ultrasons en sens inverse des aiguilles d'une montre (mouvement de dévissage) est souvent suffisante pour déposer ces tenons.

L'insert est positionné sur l'extrémité du tenon pour une efficacité maximale. La force exercée doit être modérée afin de ne pas entraîner la cavitation de la dentine radiculaire.

Nous appliquons ensuite l'insert tangentiellement au tenon et nous le faisons tourner dans le sens inverse des aiguilles d'une montre. Le tenon tourne et remonte dans la cavité camérale où il peut être saisi avec une pince.

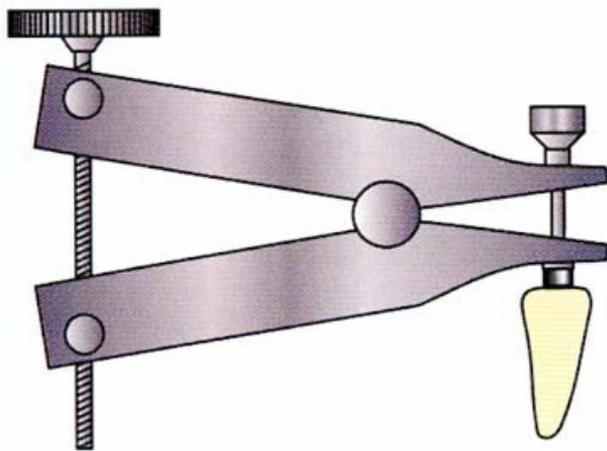
2- Par rotation :

Si malgré l'application des ultrasons, le ciment de scellement n'est pas fragmenté, la section cylindrique du tenon permet en lui imprimant un mouvement de rotation d'obtenir ce résultat. L'extrémité du tenon doit être suffisamment dégagée pour pouvoir la saisir à l'aide d'une pince dont les dimensions doivent être en adéquation avec l'étroitesse fréquente des cavités d'accès sans nécessiter un délabrement important.

3- Par traction :

Ce procédé consiste en l'utilisation d'arrache pivot ; ils sont constitués d'un mini étau agrippant le tenon grâce à une vis de serrage qui, actionné par une vis, coulisse dans un guide pivot prenant appui sur la face cervicale de la racine.

Toutefois, lorsque la partie émergente n'offre pas une prise suffisante, un filetage de l'extrémité du tenon permet l'action d'extracteurs. Il s'agit d'un procédé prenant appui d'une part sur la racine résiduelle, d'autre part sur la tête du tenon, type extracteur de Gonon.



Principe de l'extracteur de Gonon.

La force exercée sur le tissu dentaire résiduel est importante, mais amortie par la rondelle de caoutchouc.

Figure 48, d'après Laviolle et coll. (87).

Un trépan permet de décoller et de calibrer le tenon.

Une filière trace un pas de vis sur le tenon.

Une pince spéciale ajustée sur la filière vissée sur le tenon, prend appui sur la racine et permet de desceller le tenon.

Il est cependant impératif de créer une surface plane au préalable sur laquelle la pince prendra appui.

Remarques :

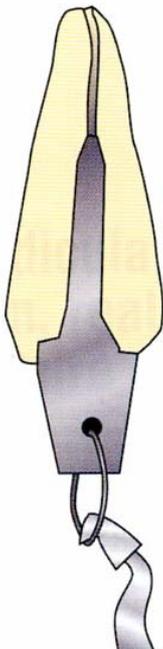
- La conception de l'extracteur rend son utilisation difficile sur les molaires.
- La filière peut se rompre si elle n'est pas dans l'axe du tenon.
- Le pas de vis créé dans un alliage trop mou peut se déchirer. Il faut alors recalibrer le tenon avec une filière de diamètre inférieur et reprendre les opérations.
- Un tenon en alliage peu résistant peut se fracturer dans la racine nécessitant l'utilisation de la trousse de Masseran® (que nous développerons ultérieurement).

6.2 - La dépose des reconstitutions indirectes scellées

L'examen clinique et radiologique préliminaire permettent parfois d'identifier la nature de la reconstitution prothétique (dent à tenon ou coiffe sur faux-moignon).

L'intervention débute obligatoirement par l'élimination de la partie coronaire. Si la restauration est à étages, la dépose de la coiffe ne pose généralement pas de problèmes.

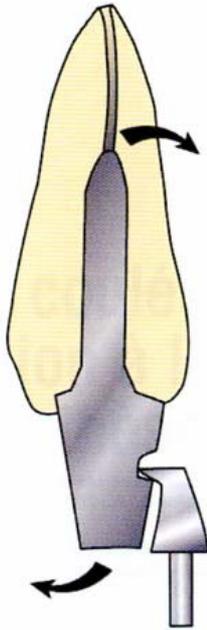
Une fois mis à nu, l'inlay-core est soumis aux ultra-sons.



Ensuite, deux solutions s'offrent à nous :

° Si l'environnement parodontal est sain et la dent non mobile, le faux-moignon est perforé afin d'insérer une boucle métallique, permettant la mise en place d'instruments type arrache-couronne.

Figure 49, d'après Laviolle et coll. (87).



Une autre possibilité consiste à créer une rainure horizontale sur une des faces, vestibulaire ou linguale, l'idéal étant de la réaliser au niveau de la jonction reconstitution/dentine résiduelle. Cette technique présente cependant un inconvénient majeur : la contrainte exercée ne s'applique pas dans l'axe du tenon, et peut provoquer un mouvement de bascule de l'ancrage, augmentant le risque de fracture.

Figure 50, d'après Laviolle et coll. (87).

° Si l'environnement parodontal est défavorable ou la dent mobile, ces systèmes imposent des forces trop importantes pour la dent.

Il faut alors réaliser dans la masse métallique de la partie coronaire l'équivalent d'une tête de tenon. Celle-ci une fois isolée, le recours aux ultrasons dans un mouvement inverse des aiguilles d'une montre permet le retrait du tenon.

Cependant, ceux-ci peuvent ne pas être suffisants et nécessitent l'utilisation de pinces pour clipser le tenon.

La forme anatomique du tenon interdit la rotation et l'utilisation du système de Masseran® ; de même, le volume du tenon peut fragiliser la racine.

Nous pouvons également utiliser la traction, à l'aide d'extracteurs. Dans ce cas, la partie résiduelle de l'inlay-core est aménagée :

- Les faces proximales de la reconstitution sont réduites afin de permettre le positionnement de la pince extractrice sur une surface plane et large.
- Pour le système de Gonon, il faut rendre l'extrémité du tenon cylindrique.

De plus, dans le cas d'un inlay-core à clavette, le fraisage soustractif de l'inlay-core implique une destruction des structures résiduelles des parois dentaires importantes. En effet, la tête de la clavette affleure dans le plan cuspidien qu'elle transfixe. Sa section n'est jamais perpendiculaire à son axe longitudinal. Le fraisage périphérique risque donc de ne pas être parallèle à l'axe de la clavette et donc de l'affaiblir.

Devant la difficulté de la tâche, il a été proposé une nouvelle approche de cet acte par une modification de la conception de la pièce prothétique (31) :

Le principe est de réaliser des inlay-cores uniquement clavetés et présentant un « avant-trou », ou plutôt un ou plusieurs cônes de raccordement. Au cours de la réalisation au laboratoire, seules des clavettes sont conçues, sur des maquettes en cire. Les cires sont ensuite coulées.



Photo 62-63 : vues occlusale et vestibulaire des maquettes en cire (31).

Par fraisage secondaire, le prothésiste réalise alors une gorge d'environ 2.5 mm de profondeur autour des clavettes ; le diamètre permet le positionnement d'un taraud dans l'axe exact de la clavette.

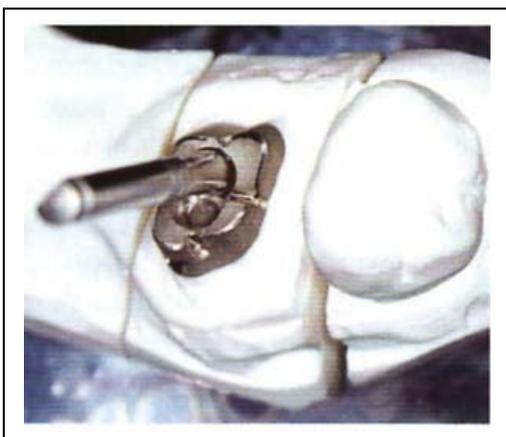


Photo 64-65 : inlay-core coulé, taraud présent dans la gorge conique (31).



Photo 66 : vue occlusale de l'inlay-core (31).

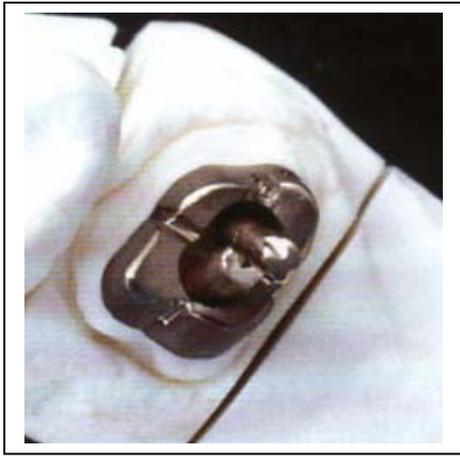


Photo 67 : vue occlusale, clavettes en place (31).

Parallèlement, une encoche est réalisée sur la face vestibulaire pour éventuellement positionner un arrache-couronne.

Nous obtenons ainsi un faux-moignon comprenant :

- La (ou les) clavette(s) ainsi que les encoches permettant leur repositionnement aisé lors de la pose.
- L'absence d'interférences entre les clavettes.
- Les cônes de raccordement entre les clavettes et l'inlay-core.



Photo 68

Que le faux-moignon ait été réalisé sur une dent monoradiculée ou sur une pluriradiculée, le protocole reste identique.

1^{ère} étape :

Elimination aux ultra-sons du ciment contenu dans la gorge qui ceinture la clavette. La transmission des vibrations est nettement plus efficace puisque la tête de la clavette n'est pas en contact direct avec l'inlay-core.

2^{ème} étape :

Le taraud est alors apposé sur la clavette et le taraudage effectué sur la profondeur de la gorge. La présence de cette gorge permet d'appliquer les forces dans l'axe du tenon sans risque de fracture.

A ce stade, un reforage sur 1 à 2 mm est possible afin d'assurer une meilleure prise de la filière.

3^{ème} étape :

La filière est vissée sur la clavette taraudée, la pince fixée en appui sur l'inlay-core et la clavette est déposée.

4^{ème} étape :

Les ultra-sons permettent de desceller l'inlay-core qui, privé de son tenon radiculaire, présente une moins bonne rétention.

Limites de cette méthode :

- liées à l'anatomie radiculaire :

Elles concernent les racines présentant un canal très ovalisé avec un étranglement central que nous retrouvons sur les prémolaires, et parfois sur les racines distales des molaires mandibulaires ; dans ce cas, le diamètre mésio-distal très faible du canal conduit à une clavette anatomique de largeur inférieure au diamètre de la filière n° 1 et interdit par là même l'usage de l'extracteur de Gonon.

- liées à l'anatomie dentaire :

Si les racines sont très convergentes et que cette convergence crée une interférence entre les clavettes à un niveau situé apicalement par rapport à la face occlusale du faux-moignon, il est alors impossible de procéder à un double clavetage.

- liées à l'impératif prothétique :

Le problème se pose en cas de version des dents restaurées. Le point d'émergence de la clavette peut se retrouver sur une face proximale, interdisant ainsi son positionnement.

- liées à un impératif économique :

Si la réalisation de la gorge et du taraudage de la clavette est facilement réalisable dans un alliage semi-précieux, la dureté d'un alliage à base de Nickel-Chrome rend le taraudage délicat.

- liées à l'extracteur de Gonon :

Compte tenu de l'ancienneté du système extracteur qui a été conçu pour déposer à l'origine les dents à tenon, il est clair que l'utilisation décrite n'est qu'une extension de la fonction pour laquelle il a été créé.

Les limites sont donc liées à la possibilité d'utiliser le taraud, la filière ainsi que la pince extractrice.

Son usage est donc limité postérieurement aux premières molaires, si tant est qu'une faible ouverture buccale n'en limite les usages aux deuxièmes prémolaires.

Cas particulier : la dépose d'une dent à tenon

La dépose des éléments monoblocs corono-radicaux est une opération à haut risque si elle est mal conduite.

L'arrache-couronne ne peut être utilisé que si l'on est en présence d'un tenon de faible rétention (longueur inférieure au tiers radicaux et de faible section, adaptation approximative...) à condition de posséder des doubles mâchoires permettant d'obtenir un axe d'application des forces parallèles à l'axe radicaux.

Ainsi, le descellement de ces restaurations s'effectuent presque toujours en dissociant la partie coronaire du tenon radicaux. La partie cosmétique, puis la collerette cervicale sont supprimées. Les vibrations engendrées par cette étape, alliées à celles des ultrasons appliquées longuement, permettent parfois la dépose de l'ancrage.

Si tel n'est pas le cas, il faut supprimer la partie métallique restante afin de lui donner une forme compatible avec les instruments permettant d'extraire les tenons.

6.3 - La dépose des reconstitutions collées

Les tenons fibrés collés présentent de nombreux avantages au niveau du respect et de la préservation de l'organe dentaire, comme nous avons pu le voir précédemment. D'après les différents concepteurs, leur dépose est particulièrement aisée et semble même plus simple que les tenons en métal. En effet, il suffirait de détruire ces tenons par des forêts, mettant en avant les propriétés des fibres, quelles soient en carbone, silice, verre, ou quartz, à guider les instruments, évitant ainsi tout risque de fausse-route.

D'après LeGoff, l'utilisation d'un extracteur de Gonon est sans effet sur les tenons fibrés. La tête du tenon s'écrase sous l'effet du taraudage, puis du vissage du mandrin extracteur.

Le principe de dépose préconisé par Sakkal (132) consiste à créer un avant-trou avec un foret, puis de pénétrer au sein de la matrice résineuse par un foret en Nickel Titane tournant à 15000 tours/minute, sans irrigation. Tout en étant guidé par les fibres jusqu'à l'obturation endodontique, ce foret crée un passage pour un dernier foret (type Largo) qui assurera l'élimination des débris des tenons.

Plusieurs études se sont portées sur les différents systèmes de dépose, et notamment deux thèses d'état :

- ° La première a expérimenté les systèmes sur simulateurs endodontiques.

Deux systèmes sont observés :



Photo 69

- Le premier fait appel à une fraise diamantée fine sur turbine, et à des forets largo sur contre-angle sans irrigation.

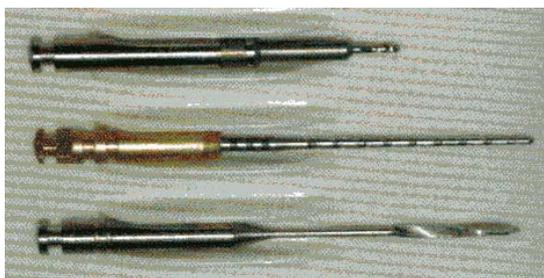


Photo 70

- Le deuxième est un système de réaccès, comprenant notamment un foret Nickel-Titane et un foret largo pour finir.

L'expérimentation a conclu à des résultats similaires quant à l'utilisation de ces deux techniques sur simulateur.

Rien ne se passe pendant les premières secondes, puis, de façon brusque, la pénétration du tenon commence.

L'élévation de la température est très importante. C'est cette élévation de température, engendrant une modification de la dureté de la matrice époxy, qui semble permettre le passage de l'instrument.

De nombreuses déviations des instruments sont possibles.

° La deuxième a testé la dépose de ces tenons dans des racines naturelles. Les deux techniques vues précédemment sont observées, tout comme l'utilisation d'ultrasons : les inserts utilisés, de type retraitement endodontique, sont appliqués au centre du tenon et exercent une pression corono-apicale, dans l'axe du tenon.



Les résultats se présentent ainsi :

type de désobturation	total	Succès	échecs	bouchon de colle	fracture du foret	% de réussite
ultrasons	6	2	4	2	0	33,33%
kits Réaccès neufs	7	4	0	0	0	57%
kits Réaccès réutilisés		0	3		3	
largo	6	5	1	0	0	83,33%
total	19	11	8	2	3	57,89%

Tableau 35 : pourcentages de réussite en fonction de la technique de désobturation (111).

- En utilisant les ultra-sons, l'absence de guidage par les fibres et le composite de collage obligent à réaliser des radiographies per-opératoires sous différents angulations pour contrôler l'axe et la progression de l'insert.



Figure 51-52



Création d'un faux-canal lors de la dépose d'un tenon silice par ultrasons (111).

Cette technique n'est pas recommandée lors de dépose de tenons passifs en raison de l'épaisseur du joint de colle entre l'apex du tenon et le canal à retraiter.

De plus, un échauffement important se développe. Une telle élévation de la température n'est pas sans effet sur le parodonte (au niveau du ligament alvéolo-dentaire et de l'os), pouvant remettre en cause l'avenir de la dent concernée. En outre, un tel échauffement peut être à l'origine d'une expansion de la matrice résineuse et donc augmenter le risque de fractures radiculaire.

- A l'aide du kit de ré-access, la flexibilité du Nickel titane semble en effet être un atout important qui permet au foret d'obliquer et de suivre les parois radiculaire, une fois l'extrémité du tenon franchie.

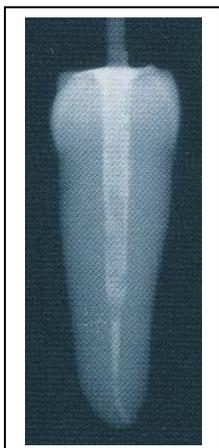
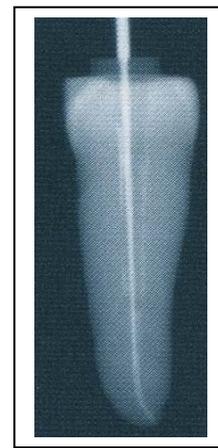


Figure 53-54

Dépose d'un tenon à l'aide du kit de Ré-access (111).



Cependant, ce kit n'est utilisable qu'une seule fois ; le foret est à changer à chaque dépose de tenon. En effet, d'après l'expérimentation, les fractures se sont produites sur des kits réutilisés, alors que la dépose a été réalisée dans 100 % des cas avec un kit neuf.

Un échauffement très important se produit lors du passage du foret, avec comme pour la technique précédente un risque au niveau parodontal.

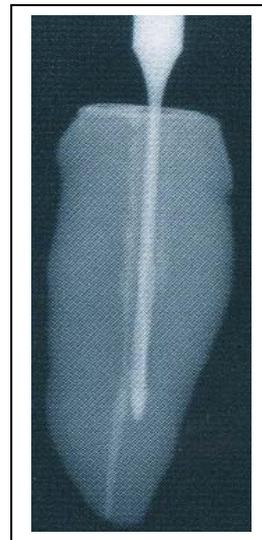
- A l'aide de forets Largo®, les mêmes remarques, quant à l'échauffement, sont émises.

Cette technique est, de plus, risquée si le prolongement canalaire n'est pas dans l'axe du tenon. En effet, la rigidité de ces forets engendre un faux canal suivant l'axe du tenon.



Création d'un faux canal lors de la dépose d'un tenon en quartz par foret Largo® (111).

Figure 55-56



Ainsi, la dépose des tenons fibrés s'avère très délicate, les fibres ne guidant que très peu les forets, et l'échauffement de la matrice résineuse, nécessaire à son élimination, n'est pas sans conséquence sur l'environnement parodontal.

Si la dépose est cependant indispensable, plusieurs précautions sont à prendre :

- réalisation minutieuse de l'avant-trou,

- multiplier les radiographies per-opératoires,
- utilisation d'un matériel neuf,
- irrigation fréquente,
- alternance de forets et d'ultrasons,
- dépose impossible en cas de bouchon de colle visible à l'apex du tenon.

6.4 - La dépose des ancrages entièrement intra-radicaux

Lorsque l'extrémité des ancrages est intracanalair ou n'émerge que peu dans la cavité camérale, les méthodes décrites précédemment sont inutilisables.

S'il s'agit de tenons fibrés ou céramisés, le protocole reste le même. En revanche, si cela concerne des tenons métaux, différentes possibilités s'offrent à nous :

- la trousse de Masseran®.

Des trépan de différents diamètres calibrés permettent de réaliser une gorge dans la dentine à la périphérie de l'ancrage de manière à dégager celui-ci et à permettre sa préhension à l'aide d'un trépan de diamètre inférieur inséré.

Les trépan sont des tubes en acier inoxydable malléable présentant à leur extrémité apicale deux dents de scie orientées en sens contraire diamétralement opposées. Les trépan permettent de mordre la dentine ou le ciment de scellement en travaillant dans le sens du dévissage, ce qui les rend utilisables pour les tenons scellés.

- L'usure :

Lorsque toute autre possibilité ne peut être utilisée, un fraisage progressif peut être entrepris malgré les hauts risques liés à une telle intervention. Cette technique dangereuse ne peut être que déconseillée. Cependant, afin d'en minimiser les risques, nous pouvons monter l'instrument rotatif utilisé sur un paralléliseur de bouche dont la position est verrouillée en regard et dans l'axe du tenon.

- La bascule :

La dentine radicaux circonscrivant le tenon est dégagée circonférentiellement ou partiellement à l'aide de fraises de faible diamètre ou d'inserts endodontiques ultrasonores. Un instrument introduit dans cet espace permet par action de levier de débloquent le tenon.

- La traction :

Si l'extrémité du tenon est faiblement enfouie (tiers cervical), nous pourrions éventuellement utiliser l'extracteur de Gonon. Le canal est préparé afin

d'approcher l'ancrage à l'aide de fines fraises et d'alésoirs type Largo*, puis le trépan alèse la dentine radulaire et le métal. L'importance du délabrement fait cependant réserver cette technique aux racines à gros diamètre.

Si le tenon est localisé plus en profondeur, la trousse de Masseran® est préférable car :

°Le délabrement est moindre.

°Les forces appliquées sont circulaires et non uniquement verticales.

Comme nous pouvons le voir, la dépose d'une reconstitution coronoradiculaire n'est pas sans risque. L'information et le consentement éclairé du patient sont essentiels, tout comme l'obligation de moyens techniques.

De plus, suite à un arrêt de la cour de cassation, l'obligation de résultats est désormais effective en prothèse.

Le patient doit comprendre les traitements envisagés, leurs avantages et leurs inconvénients, et surtout les risques encourus.

CONCLUSION

La réalisation des reconstitutions corono-radicaire est un acte quotidien de la dentisterie clinique. Celles-ci sont pourtant régies plus par les habitudes et les automatismes des praticiens que par de vrais critères anatomiques. Elles nécessitent ainsi une réflexion encore insuffisante : analyse fine de la situation clinique (analyse de l'environnement parodontal, intégration dans le schéma occlusal existant ou à rétablir, rôle fonctionnel de la dent), de la radiographie, de l'anatomie dentaire, et éventuellement, de la nécessité de répondre à une demande esthétique.

Nous avons ainsi pu nous rendre compte, au travers de plusieurs études, que la théorie affirmant qu'une dent dépulpée était plus fragile qu'une dent vitale est erronée. Plus que l'acte de dépulpe, c'est la perte de substance dentinaire, et plus particulièrement les crêtes marginales, qui sont responsables de fragilité.

Le comportement biomécanique de la dent dépulpée dépend de son délabrement coronaire et de son environnement occlusal et parodontal. Que celui-ci soit minime ou impose une reconstitution corono-radicaire, le choix du matériau doit répondre à des critères n'induisant pas un surcroît de fragilité. L'étanchéité de l'obturation est fondamentale pour éviter tout phénomène de percolation ou de corrosion intracanaire afin de conserver à la dentine l'ensemble de ses propriétés.

Le point central de ces restaurations, l'ancrage radicaire, n'est pas indispensable ; ainsi une dent dévitalisée sans tenon présente une meilleure résistance qu'avec un ancrage, et ce quelque soit le type de tenon (fibré ou métal, scellé ou collé). Le tenon doit donc être considéré comme moyen d'ancrage de la restauration. Il est une extension dans un canal mis en forme et non une intrusion dans la dentine radicaire.

A ce titre, de nombreux critères sont à prendre en compte et à respecter lors de la mise en forme du logement canalaire : la forme, la longueur, le diamètre, la composition, la localisation du tenon doivent être étudiés. Un autre paramètre est le matériau destiné à assurer le lien entre les différents éléments prothétiques : scellement ou collage. Le collage, lorsqu'il peut être appliqué dans les conditions optimales (impliquant la pose d'un champ opératoire), offrent les meilleurs résultats. Si l'application d'un champ opératoire ne peut se faire, les ciments verre ionomère renforcés (C.V.I.M.A.R) sont les matériaux idéaux, que ce soit sur le plan de la rétention, de la prévention des fractures, de l'étanchéité, et de la manipulation.

De même, de par les sollicitations plus importantes qu'elles subissent, la fracture d'incisives dépulpées apparaît plus fréquente. Il convient donc de bien spécifier la dent à restaurer ; il est essentiel de bien différencier la restauration des dents monoradiculées et celle des pluriradiculées.

Ainsi, dans l'absolu, en tenant compte des critères uniquement physico-chimiques (mécaniques, esthétiques, biocompatibilité), une reconstitution directe doit être réalisée en composite stabilisé par un tenon fibré (carbone ou verre si l'esthétique est une donnée essentielle).

Si le délabrement dentaire indique une reconstitution corono-radicaire indirecte, les composites renforcés par des fibres, cuits au laboratoire couplent des propriétés mécaniques et des qualités esthétiques intéressantes. Sur le plan clinique, ces restaurations tirent parti des avantages des reconstitutions corono-radicales directes utilisant des tenons fibrés tout en supprimant des manipulations délicates.

Toutefois, deux inconvénients majeurs viennent atténuer ces qualités :

- ces restaurations utilisent des matériaux, que ce soit pour l'ancrage ou pour la reconstitution, qui doivent être collés. Ceci nécessite dans les protocoles la pose d'un champ opératoire, ce qui, si la dent est délabrée, est impossible.
- de plus, ces reconstitutions font appel à des tenons fibrés comme élément d'ancrage. Or, ceux-ci, et malgré les dires et conseils des fabricants, sont extrêmement difficiles à déposer. Nous avons pu voir plusieurs études mettant en évidence les risques pour la structure dentaire que nous prenions lorsque la situation clinique impose leur dépose.

Devant l'obligation de résultats, et plus seulement de moyens, exigés tant par les patients que par les organismes sociaux (voir l'arrêt de la cour de cassation), l'avènement de ces nouveaux matériaux semble aller dans le bon sens. Pour répondre aux souhaits esthétiques des patients (préoccupation qui revient de plus en plus souvent lors des consultations), la recherche et l'introduction sur le marché de nouveaux éléments, comme la zircone, ouvre de nouvelles possibilités.

Il faut cependant remarquer que ces nouveaux matériaux, développés depuis une dizaine d'années, manquent encore de recul clinique pour affirmer leur pérennité et pouvoir élargir leurs champs d'action.

REFERENCES

BIBLIOGRAPHIQUES

1. ABOUDHARAM G, DANG LV et LAURENT M.

Rapport d'un cas clinique : Inlay-core en composite renforcé par des fibres (FRC).
Inf Dent 2004;**86**(22):1409-1416.

2. ABOUDHARAM G et LAURENT M.

Evolutions et indications des reconstitutions corono-radiculaires indirectes.
Cah Prothèse 2001;**116**:61-71.

3. ABRAMOVITZ I, LEV R, FUSS Z, et coll.

The unpredictability of seal after post space preparation : a fluid transport study.
J Endod 2001;**27**:292-295.

4. AKISLI I, OZCAN M et NERGIZ I.

Effect of surface conditioning techniques on the resistance of resin composite core materials on titanium posts.
Quintessence Int 2003;**34**(10):766-771.

5. AKKAYAN B et GÜLMEZ T.

Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems.
J Prosthet Dent 2002;**87**:431-437.

6. ALBOUY JG et ALBOUY JP.

Ancrages radiculaires coulés ; Classification, réalisation à la clinique et au laboratoire de prothèse.
Encycl Med Chir (Paris), Odontologie, 23-250-B-10, 1996,**8**.

7. ALVES J, WALTON R et DRAKE D.

Coronal leakage : endotoxin penetration from mixed bacterial communities through obturated, post-prepared root canals.
J Endod 1998;**24**:587-591.

8. AGENCE NATIONALE D'ACCREDITATION ET D'EVALUATION EN SANTE.

Recommandations et références dentaires.
<http://www.anaes.fr>.

9. ANUSAVICE KJ.

Phillip's science of dental materials, 10th ed.
New Delhi : 1999.

10. ARI H, YASAR E et BEKLI S.

Effects of NaOCl on bond strengths of resin cements to root canal dentin.
J Endod 2003;**29**:248-251.

11. ASMUSSEN E, PEUTZFELDT A et SAHAFI A.

Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth.
J Prosthet Dent 2005;**94**:321-329.

12. BAPNA MS et MUELLER HJ.

Fracture toughness, diametrical strength, and fractography of amalgam and of amalgam to amalgam vonds.
Dent Mater 1993;**9**:51-56.

- 13. BARTALA M, CARREYRE E, LAVIOLE O, et coll.**
Critères de choix de l'ancrage radiculaire lors des reconstitutions préprothétiques.
Stratégie Prothétique 2005;5(4):291-300.
- 14. BARTHEL CR, STROBACH A, BRIEDIGKEIT H, et coll.**
Leakage in roots coronally sealed with different temporary filling.
J Endod 1999;25:731-734.
- 15. BASSI MA.**
Light diffusion through double taper quartz-epoxy fiber post. Atti del V symposia internazionale odontoiata adesiva e ricostruttiva. S. Margherita, Ligure, 2001:21-26.
- 16. BERGMAN B, LUNDQVIST P et SJÖGREN U.**
Restorative and endodontic results after treatment with cast post and cores.
J Prosthet Dent 1989;61:10-15.
- 17. BERTERETCHE MV et HÛE O.**
Insertion et équilibration occlusale.
Encycl Med Chir (Paris), Odontologie, 23-325-G-10, 2005,7.
- 18. BESNAULT C, COUDRAY L et ATTAL JP. I.**
Inlays composites scellés au ciment verre ionomère modifié par adjunction de résine.
Inf Dent 2003;85(42):3309-3319.
- 19. BLATZ M, SADAN A et KERN M.**
Adhäsive bfüstigung hochfester volkeramikrestaurationen.
Quintessenz 2004;55(1):33-41.
- 20. BOLLA M et BENNANI V.**
La reconstitution corono-radiculaire préprothétique des dents dépulpées.
Paris : CdP, 1999.
- 21. BRODIN P, ROED A, AARS H, et coll.**
Neurotoxic effects of root filling materials on rat phrenic nerve in vitro.
J Dent Res 1982;61:1020-1023.
- 22. BROUILLET JL et KOUBI S.**
Reconstitutions corono-radiculaires collées et tenons à base de fibres.
Cah Prothèse 2001;116:51-59.
- 23. BUIJS J.**
Zircone : un matériau méconnu.
Stratégie Prothétique 2003;3(1):39-42.
- 24. BUKIET F.**
Assurer L'étanchéité coronaire le jour du traitement endodontique.
Inf Dent 2005;87(37):2255-2258.
- 25. BUKIET F, CAMPS J et POMMEL L.**
Endodontie préprothétique. Critères influençant la sélection des piliers.
Cah Prothèse 2003;124:7-16.

26. BURDAIRON G.

Abrégés de biomatériaux dentaires. 2^e ed.
Paris : Masson, 1990.

27. BURROW MF, SANO H, NAKAJIMA M, et coll.

Bond strength to crown and root dentin.
Am J Dent 1996;**9**:223-229.

28. BUSSON B.

Céramique biocompatible de l'avenir : la zircone.
Tech Dent 2002;**192**:17-22.

29. BUTZ F, LENNON AM, HEYDECKE G, et coll.

Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post-and-core systems : an in vitro study.
Int J Prosthodont 2001;**14**(1):58-64.

30. CALES B.

Zirconia as a sliding material : histology, laboratory, and clinical data.
Clin Orthop 2000;**379**:94-112.

31. CHEVROLLE-BUZUT MP.

Contribution à l'étude d'une conception d'inlay-core permettant une dépose plus aisée de cet élément prothétique.
Clinic 2001;**22**(5):317-322.

32. CHRETIEN G.

Matériaux composites à matrice organique.
Paris : Lavoisier, 1986.

33. COOGAN MM et CREAVER PJ.

Antibacterial properties of eight dental cements.
Int Endod J 1993;**26**:355-361.

34. COONY JP, CAPUTO AA et TRABUT KC.

Retention and stress distribution of tapered and endodontic posts.
J Prosthet Dent 1986;**55**:540-546.

35. CRAIG RG.

Restorative dental materials. 9th ed.
St Louis : Mosby, 1996.

36. CRAIG RG, O'BRIEN WJ et POWERS JM.

Dental materials : properties and manipulation. 6th ed.
St Louis : Mosby, 1996.

37. CREUGERS NHJ, KÄYSER AF et VAN'T HOF MA.

A metaanalysis of durability data on conventional fixed bridges.
Commun Dent Oral Epidemiol 1994;**22**:448-452.

- 38. CREUGERS NHJ, MEUTINK AGB et KÄYSER AF.**
An analysis of durability data on post and core restorations.
J Dent 1993;**21**:281-284.
- 39. CRUMPTON B, GOODELL G et MC CLANAHAN S.**
Effects on smear layer and debris removal with volumes of 17% EDTA after rotary instrumentation.
J Endod 2005;**31**(7):536-538.
- 40. DALLARI A et ROVATTI L.**
Six years of in vitro / in vivo experience with composipost.
Compendium 1996;**17**:57-63.
- 41. DANIEL X et COURANT G.**
In-Ceram* Zirconia. La nouvelle dimension céramo-céramique.
Synergie Prothétique 1999;**1**:5-18.
- 42. DEGORCE T et PENNARD J.**
Couronne Empress sur dents dépulpées antérieures. De l'inlay-core céramisé au tenon Cosmopost*.
Cah Prothèse 1999;**106**:31-46.
- 43. DEGRANGE M, CHEYLAN JM et SAMAMA Y.**
Prosthodontic of the future: cementing or bonding in adhesion : the silent resolution in dentistry.
In: Roulet JF, Degrange M, eds. Prosthodontic of the future.
Chicago: Quintessence, 2000:277-301.
- 44. DEGRANGE M, SADOUN M et BURDAIRON G.**
Etude spectrométrique d'un cas clinique de corrosion endobuccale.
J Biomater Dent 1986;**2**(3):189-195.
- 45. DEJOU J, CAMPS J et LEVALLOIS B.**
Préparation « endo-prothétique » des racines courbes.
Cah Prothèse 1989;**65**:6-15.
- 46. DEJOU J et LABORDE G.**
Le tenon radiculaire : est-il indispensable, utile ou dangereux ?
Cah Prothèse 2001;**116**:31-41.
- 47. DURET B, REYNAUD M et DURET F.**
Un nouveau concept de reconstitution corono-radicaire, le composipost. Première partie.
Chir Dent Fr 1990;**540**:131-141.
- 48. DURET B, REYNAUD M et DURET F.**
Un nouveau concept de reconstitution corono-radicaire, le composipost. Deuxième partie.
Chir Dent Fr 1990;**542** :69-77.
- 49. DURET B, REYNAUD M et DURET F.**
Intérêt des matériaux à structure unidirectionnelle dans les reconstitutions corono-radicales.
J Biomater Dent 1992;**7**:45-56.

50. EMERY O.

Obturation corono-radulaire et étanchéité du système canalaire.
Stratégie Prothétique 2002;**2**(4):345-359.

51. EXBRAYAT J, SCHITTLY J et BOREL JC.

Manuel de prothèse fixée.
Paris : Masson, 1992.

52. FELTON DA, WEBB EL, KANOY BE et DUGONI J.

Threaded endodontic dowels : effect of post design on incidence of root fracture.
J Prosthet Dent 1991;**65**:179-187.

53. FERRARI JL, BACHELARD B et LASFARGUES JJ.

Dépose des matériaux et des ancrages corono-radulaires.
Réal Clin 1996;**7**(3):291-304.

54. FERRARI M, VICHI A, MANNOCCI F et MASON PN.

Retrospective study of the clinical performance of fiber posts.
Am J Dent 2000;**13**:9b-13b.

55. FORET Y, POURREYRON L et GAL JY.

Corrosion by galvanic coupling between carbon fiber posts and different alloys.
Dent Mater 2000;**16**:364-373.

56. FOUGERAIS G et LEPAN J.

Restauration d'incisives maxillaires fractures par des procédés tout céramique (Cosmopost* et Procéra*).
Synergie Prothétique 2000;**5**:341-350.

57. FOUGERAIS G et LEPAN J.

Restauration prothétique d'une canine maxillaires fracturée.
Stratégie Prothétique 2004;**4**(2):87-98.

58. FOX K et GUTTERIDGE DL.

An in vitro of coronal microleakage in root canal treated teeth restored by the post and core technique.
Int Endod J 1997;**30**:361-368.

59. FRADIANI M et AQUILANO A.

Clinical experience with empress crowns.
Int J Prosthodont 1997;**10**:241-247.

60. FREDRIKSON M, ASTBÄCK J, PAMENIUS M, et coll.

A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber reinforced epoxy resin posts.
J Prosthet Dent 1998;**80**:151-157.

61. FREJLICH S et GOODACRE CJ.

Eliminating coronal discoloration when cementing all-ceramic restorations over metal posts and cores.
J Prosthet Dent 1992;**67**:576-577.

62. FRIEDMAN S.

Considerations and concepts of case selection in the management of post-treatment endodontic disease (treatment failure).

Endod Topics 2002;**1**:54-78.

63. GARBEROGLIO R, COLI P et BRAUTROM M .

Contraction gaps in class II restorations with self-cured and light-cured resin composites.

Am J Dent 1992;**5**:127-129.

64. GATARD F.

Le scellement des restaurations céramiques à base d'alumine ou de zircone.

Stratégie Prothétique 2004;**4**(1):69-74.

65. GEOFFRION J et BARTALA M.

Economie tissulaire et préparations des ancrages corono-radicaux.

Cah Prothèse 2003;**124**:63-70.

66. GEOFFRION J, BLANCHARD JP, LALUQUE JF, et coll.

Ancrages radicaux et racines à haut risque.

Cah Prothèse 1986;**53**:59-75.

67. GÖHRING TN et PETERS O.

Restoration of endodontically treated teeth without posts.

Am J Dent 2003;**16**:313-318.

68. GOMBEAUD F.

Reconstitution esthétique des dents antérieures dépulpées.

Cah Prothèse 2001;**113**:9-15.

69. GONTHIER S, CHEYLAN JM et DEGRANGE M.

Scellement et collage des reconstitutions corono-radicaux.

Cah Prothèse 2001;**113**:35-46.

70. GOODACRE CJ.

Five factors to be considered when restoring endodontically treated teeth.

Pract Proced Aesthet Dent 2004;**16**:455-460.

71. GOLDBERG M.

L'amalgame dentaire : effets secondaires locaux.

In : CONSEIL SUPERIEUR D'HYGIENE PUBLIQUE DE France, ed. L'amalgame dentaire et ses alternatives, évaluation et gestion du risque.

Paris : Tech et Doc, 1998 :39-41.

72. GUZY GE et NICHOLLS JL.

In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without reinforcement.

J Prosthet Dent 1979;**42**:39-44.

73. HADDIX JE et MATTISON GD.

Post preparation techniques and their effect on the apical seal.

J Prosthet Dent 1990;**64**:515-519.

- 74. HALBACH S, KREMERS L et WILLRUTH H.**
Comportemental transfer of mercury released from amalgam.
Human Exp Toxicol 1997;**16**:667-672.
- 75. HELFER AR, MELNICK S et SCHILDER H.**
Determination of the moisture content of vital and pulpess teeth.
Oral Surg 1972;**34**:661-670.
- 76. HEYDECKE G, BUTZ F et HUSSEIN A.**
Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems.
J Prosthet Dent 2002;**87**:438-445.
- 77. HORASAWA N, TAKAHASHIS et MARCK M.**
Galvanic interaction between titanium and gallium alloy or dental amalgam.
Dent Mater 1999;**15**(5):318-322.
- 78. HUANG TJ, SCHILDER H et NATHANSON D.**
Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin.
J Endod 1992;**5**:209-215.
- 79. JAY JACOBSON HL, XIA T, CRAIG BAUMGARTNER J, et coll.**
Microbial leakage evaluation of the continuous wave of condensation.
J Endod 2002;**28**:269-271.
- 80. JOHNSON JK, SCHWARTZ NL et BLACKWELL RT.**
Evaluation and restoration of endodontically treated posterior teeth.
J Am Dent Assoc 1976;**83**:597-605.
- 81. KHAYAT A et LEE S-J.**
Human saliva penetration of coronally unsealed obturated root canals.
J Endod 1993;**19**:458-461.
- 82. KIRKEVANG LL, ORSTAVIK D, HORSTED-BINDSLEV P, et coll.**
Periapical status and quality of root fillings and coronal restorations in a Danish population.
Int Endod J 2000;**33**:509-515.
- 83. KOSMAC T, OBLAK C, JEVNIKAR P, FUNDUK N, et coll.**
Strength and reliability of surface treated y-TZP dental ceramics.
J Biomed Mater Res 2000;**53**:304-313.
- 84. LACROIX P, LABORDE G, LAURENT M, et coll.**
Quels sont les critères de choix des matériaux pour les empreintes de prothèse fixée ?
Stratégie Prothétique 2004;**4**(5):331-336.
- 85. LASSERRE JF, VAN VIET P et CHEVALIER JM.**
Restaurations céramiques du secteur antérieur : evolution et revolution dans les concepts.
Stratégie Prothétique 2005;**5**(4):247-260.

- 86. LAURENT M, ABOUDHARAM G, LABORDE G, et coll.**
Céramique sans armature métallique : quels procédés pour quelles utilisations.
Cah Prothese 2002 ;**119**:7-15.
- 87. LAVIOLE O et BARTALA M.**
Restauration coronaire à ancrage coronoradiculaire.
Encycl Méd Chir (Paris), Odondologie, 23-250-A-10,1998, **10**.
- 88. LEBRAS A.**
Quelle zircone pour quelle prothèse dentaire ?
Stratégie Prothétique 2003;**3**(5):351-362.
- 89. LECERF J et AUFFRET S.**
Scellement de prothèse fixée : intérêt du ciment verre ionomère renforcé à la résine.
Synergie Prothétique 2001;**3**(2):153-157.
- 90. LECERF J et LEPAN J.**
Comment réussir l’empreinte des logements intra-radiculaires ?
Stratégie Prothétique 2005;**5**(1):5-10.
- 91. LELIEVRE F.**
Les matériaux céramiques.
Tech Dent 2003;**200**:50-53.
- 92. LETZEL H, VAN’T HOF MA, MARSHALL GW, et coll.**
The influence of the amalgam alloy on the survival of amalgam restorations : a secondary analysis of multiple controlled clinical trials.
J Dent Res 1997;**76**(11):1787-1798.
- 93. LINN J et MESSER HH.**
Effect of restorative procedures on the strength of endodontically- treated molars.
J Endod 1994;**10**:479-485.
- 94. LLOYD PM et PALIK JF.**
The philosophies of dowel diameter preparation. A literature review.
J Prosthet Dent 1993;**69**:32-36.
- 95. MAC LEAN J et VON FRAUNHORFER J.**
The estimation of cement film thickness by an in vivo technique.
Br Dent J 1971;**131**:107-111.
- 96. MALFERRARI S, MONACO C et SCOTTI R.**
Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber reinforced epoxy resin posts.
Int J Prosthodont 2003;**16**:39-44.
- 97. MANNOCCI F, QUALTROUGH A et WORTHINGTON H, et coll.**
Randomized clinical comparison of endodontically treated teeth restored with amalgam or with fiber posts and resin composite : five-year results.
Oper Dent 2005;**30**(1):9-15.

- 98. MARTINEZ-INSUA A, DA SILVA L, RILO B, et coll.**
Comparison of the fracture resistance of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core.
J Prosthet Dent 1998;**80**:527-532.
- 99. MASH LK, BENINGER CK, BULLARD JT, et coll.**
Leakage of various types of luting agents.
J Prosthet Dent 1991;**66**:763-766.
- 100. MATTISON GD.**
Photoelastic stress analysis of cast-gold endodontic posts.
J Prosthet Dent 1982;**48**:407-411.
- 101. MATTISON GD, DELIVANIS PD, THACKER RW, et coll.**
Effect of post preparation on the apical seal.
J Prosthet Dent 1984;**51**:785-789.
- 102. MC DONALD AV, KING PA et SETCHELL DJ.**
In vitro study to compare impact fracture of intact treated teeth.
Int Endod J 1990;**23**:302-312.
- 103. MENDOZA DB, EAKLE WS, KAHL EA, et coll.**
Root reinforcement with a resin-bonded preformed post.
J Prosthet Dent 1997;**78**:10-15.
- 104. METZGER Z, ABRAMOVITZ R, ABRAMOVITZ L, et coll.**
Correlation between remaining length of root canal fillings after immediate post space preparation and coronal leakage.
J Endod 2000;**26**:724-728.
- 105. MEULINK AGB, MEUWISSEN R, KÄYSER AF, et coll.**
Survival rate and failure characteristic of the all metal post and core restoration.
J Oral Rehabil 1993;**20**:455-461.
- 106. MITSUI F, MARCHI G, PIMENTA L, et coll.**
In vitro study of fracture resistance of bovine roots using different intraradicular post systems.
Quintessence Int 2004;**35**:612-616.
- 107. MOTTERSTEN L, LOCKOWANDT P et LINDEN LA.**
A comparison of strengths of five core and post-and-core systems.
Quintessence Int 2002;**33**:140-149.
- 108. MYERS ML, CAUGHMAN WF, RUEGGEBERG FA et O'CONNOR RP.**
Effect of powder/liquid ratio on physical and chemical properties of C and B Metbond.
Am J Dent 1993;**6**:77-80.
- 109. NAKABAYASHI N, WATANABE A et GENDUSA NJ.**
Dentin adhesion of "modified" 4-META/MMA-TBB resin : function of HEMA.
Dent Mater 1992;**8**:259-264.

110. NEWMAN MP et YAMAN P.

Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts.
J Prosthet Dent 2003;**89**:360-367.

111. NINNIN S, CLAVE D, LESTIEU F et RADOT N.

Déposer une reconstitution corono-radicaire fibre : methodes, risques et solutions.
Stratégie Prothétique 2005;**5**(4):301-307.

112. OTANI H, JESSER WA et WILDSDORF HGF.

The in vivo and in vitro corrosion products of dental amalgams.
J Biomed Mater Res 1993;**54**:523-539.

113. PAPA J, CAIN C et MESSER HH.

Moisture content of vital vs endodontically-treated teeth.
Endod Dent Traumatol 1994; **10**:91-93.

114. PAPATHANASSIOU G.

Anatomie des dents humaines permanentes : première prémolaire maxillaire.
Cah Prothèse 2004;**126**:47-64.

115. PAPATHANASSIOU G.

Anatomie des dents humaines permanentes : première molaire maxillaire.
Cah Prothèse 2005;**131**:43-56.

116. PAUL SJ et WERDER P.

Clinical success of zirconium oxide posts with resin composite or glass-ceramic cores in endodontically treated teeth : a 4-year retrospective study.
Int J Prosthodont 2004;**17**:524-528.

117. PIERRISNARD L, AUGEREAU D et DEGRANGE M.

Comportement mécanique des structures dentaires et osseuses. Analyse par la méthode des éléments finis.
Cah Prothèse 1994;**87**:21-32.

118. PIERRISNARD L, BOHIN F, RENAULT P, et coll.

Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth. A mechanical study using finite element analysis.
J Prosthet Dent 2002;**88**(4):442-448.

119. PISSIS P.

La couronne Monoblok* : 10 années de recul, ses différentes applications cliniques.
Inf Dent 2002 ;**2**:69-74.

120. PISSIS P, MORLOT f et NABOULET D.

La technique Monoblok*.
Cah Prothèse 2003;**124**:51-61.

121. POTASHNICK S, WEINE F et STRAUM S.

Restoration of the endodontically treated tooth.
In : Potashnick S, Weine F et Straum S, eds. Endodontic therapy.
St Louis, Mosby, 2002.

122. PURTON DG, PAYNE JA.

Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal post.
Quintessence Int 1996;**27**:93-97.

123. REEH ES, MESSER HH et DOUGLAS WH.

Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures.
J Endod 1989;**15**:512-516.

124. RICKETTS D, TAIT C et HIGGINS AJ.

Tooth preparation for post-retained restorations.
Br Dent J 2005;**198**(8):463-471.

125. RICKETTS D, TAIT C et HIGGINS AJ.

Post and core systems, refinements to tooth preparation and cementation.
Br Dent J 2005;**198**(9):533-541.

126. ROSEN AT, HERMESCH CB et SUMMITT JB.

Resistance of bonded complex amalgam restorations with and without pins.
J Dent Res 1998;**77**:153-158.

127. ROSEN H.

Operative procedures on mutilated endodontically treated teeth.
J Prosthet Dent 1961;**11**:972-986.

128. ROUFFIGNAC M et COSMAN J.

IPS Empress II (Ivoclar).
Synergie Prothétique 2000;**2**(2):127-129.

129. ROUSSEAU C et COCHRENE C.

Complémentarité endo-paro-dentisterie resturatrice.
Inf Dent 2002;**12**:771-775.

130. RUD J, RUD V et MUNKSGAARD EC.

Retrograde sealing of accidental root perforations with dentin-bonded composite resin.
J Endod 1998;**24**:671-677.

131. SABEK M et DEGORCE T.

A propos des reconstitutions corono-radiculaires. Aspects anatomiques et fonctionnels.
Cah Prothèse 1996;**95**:29-40.

132. SAKKAL S.

Carbon-fiber post removal technique.
Compendium 2002;**17**(20):83-87.

133. SAMAMA Y et OLLIER J.

Une nouvelle approche dans l'élaboration des céramo-céramiques : le système Procéra.
Inf Dent 1999;**3**:161-171.

134. SARFATI E.

Les reconstitutions corono-radiculaires.
Inf Dent 1999;**17**:1201-1208.

135. SAUNDERS WP et SAUNDERS EM.

Coronal leakage as a cause of failure in root canal therapy : a review.
Endod Dent Traumatol 1994;**10**:105-108.

136. SCHILDER H.

Cleaning and shaping the root canal.
Dent Clin North Am 1974;**18**:269-296.

137. SCHWARTZ R, MURCHINSON DF et WALKER W.

Effects of eugenol and noneugenol endodontic sealer cements on post retention.
J Endod 1998;**24**(8):564-567.

138. SEDGLEY CM et MESSER HH.

Are endodontically treated teeth more brittle ?
J Endod 1992;**18**:332-335.

139. SIDARAVICIUS B, ALEKSEJUNIENE J et ERIKSEN HM.

Endodontic treatment and prevalence of apical periodontitis in an adult population in Vilnius, Lithuania.
Endod Dent Traumatol 1999;**15**:210-215.

140. SIDOLI GE, KING PA et DERRICK J.

An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system.
J Prosthet Dent 1997;**78**:5-9.

141. SJÖGREN U, HÄGLUND B, SUNDQVIST G, et coll.

Factors affecting the long term results of endodontic treatment.
J Endod 1990;**16**:498-504.

142. SMALES RJ et WETHERELL JD.

Review of bonded amalgam restorations and assessment in agencement practice over 5 years.
Oper Dent 2000;**25**:374-381.

143. SOCIETE IVOCLAR VIVADENT (laboratoire).

Postec* Plus, tenons en composite renforcé aux fibres de verre.
Saint-Jorioz : Ivoclar Vivadent, 2005.

144. SOCIETE STABYL (laboratoire).

Systèmes de forets et tenons radiculaires.
MontBonnot : Stabyl, 2005.

145. SORENSEN JA, BERGHE HX et EDELHOFF D.

Effect of storage media and fatigue loading on ceramic strength.
J Dent Res 2000;**79**:271-277.

146. STRUB JR, PONTIUS O et KOUTAYAS S.

Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems after exposure in the artificial mouth.
J Oral Rehabil 2001;**28**:120-124.

- 147. SUMMITT JB, BURGESS JO, BERRY TG, et coll.**
The performance of bonded vs. pin-retained complex amalgam restorations : a five-year clinical evaluation.
J Am Dent Assoc 2001;**132**:923-930.
- 148. SUTHOR D, HAUPTMANN H, FRANCK S, et coll.**
Fracture resistance of posterior all ceramic zirconia bridges.
J Dent Res 2001;**80**:640-646.
- 149. TAKAGI H, NISHIAKA K, KAWANAMI T, et coll.**
The properties of a closely sintered zirconia.
Ceramic Forum Int 1985;**62**:195-198.
- 150. TINSCHERT J, ZWEZ D, MARX R, et coll.**
Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica-, and zirconia-based ceramics.
J Dent 2000;**28**:529-535.
- 151. TJAN AHL, DRENT D et CHIU J.**
Microleakage of composite resin cores treated with various dentin bonding systems.
J Prosthet Dent 1991;**66**:24-29.
- 152. TJAN AHL et NEMETZ H.**
Effect of eugenol containing endodontic sealer on retention of prefabricated posts luted with an adhesive composite resin cement.
Quintessence Int 1992;**10**:839-844.
- 153. TORABINEJAD M, UNG B et KETTERING JD.**
In vitro bacterial penetration of coronally unsealed endodontically treated teeth.
J Endod 1990;**16**:566-569.
- 154. TORBJÖRNER A et FRANSSON B.**
Biomechanical aspects of prosthetic treatment of structurally compromised teeth.
Int J Prosthodont 2004;**17**(2):135-141.
- 155. TORBJÖRNER A, KARLSSON S et ODMAN PA.**
Survival rate and failure characteristics for two posts designs.
J Prosthet Dent 1995;**73**:439-444.
- 156. TRONSTAD L, ASBJORSONSNEN K, DOVING L, et coll.**
Influence of coronal restorations on the periapical health of endodontically treated teeth.
Endod Dent Traumatol 2000;**16**:218-221.
- 157. TROPE M, CHOW E et NISSAN R.**
In vitro endotoxin penetration of coronally unsealed endodontically treated teeth.
Endod Dent Traumatol 1995;**11**:90-94.
- 158. TROPE M et TRONSTAD L.**
Resistance to fracture of endodontically treated premolars restored with glass ionomer cement or acid etch composite resin.
J Endod 1991;**17**:257-259.

159. TROTIGNON JP, VADU J et PIPERAUD M.

Précis de matières plastiques. Structures, propriétés, mise en œuvre et normalisation.
Paris : AF-NOR/Nathan, 1989.

160. USUMEZ A, COBANKARA F, OZTÜRK N, et coll.

Microleakage or endodontically treated teeth with different dowel systems.
J Prosthet Dent 2004;**92**:163-169.

161. VARELA SG, RABADE LB, LOMBARDEO PR, et coll.

In vitro study of endodontic post cementation protocols that use resin cements.
J Prosthet Dent 2003;**89**:146-153.

162. VICHI A, FERRARI M et DAVIDSON CL.

Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts.
J Prosthet Dent 2000;**83**:412-417.

163. WEBBER RT, DEL RIO CE, BRADY JM, et coll.

Sealing quality of a temporary filling material.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1978;**46**:123-130.

164. WHITE SN, FURUICHI R et KYOMEN SM.

Microleakage through dentin after crown cementation.
J Endod 1995;**21**:9-12.

165. WHITE SN et KIPNIS V.

The three-dimensional effects of adjustment and cementation on crown sealing.
Int J Prosthodont 1993;**6**:384-389.

166. YAMAN P et THORSTEINSSON TS.

Effect of core materials on stress distribution of posts.
J Prosthet Dent 1992;**68**:416-420.

167. YANG HS.

The effect of thermal change on various dowel and core restorative materials.
J Prosthet Dent 2001;**86**:74-80.

168. YOSHIYAMA M, MATSUO T, EBISU S, et coll.

Regional bond strengths of self-etching/self-priming adhesive systems.
J Dent 1998;**26**(7):609-616.

169. ZYMAN P.

Restaurations des dents antérieures dépulpées : quels choix pour une esthétique optimale ?
Cah Prothese 2001;**113**:27-33.

Table des illustrations

Figures :

Figure 1, p.9 : représentation schématique d'une dent préparée pour évaluer sa résistance à la fracture.

Figure 2, p.16 : l'augmentation du diamètre du tenon fragilise la racine, notamment lors de la présence de concavité radiculaire proximale.

Figure 3, p.16 : coupe de la morphologie canalaire d'une première molaire maxillaire.

Figure 4, p. 17 : coupe schématique de la variabilité de la composition canalaire des prémolaires maxillaires.

Figure 5, p.18 : abcès apical lié à un défaut de désinfection canalaire.

Figure 6, p. 21 : progression salivaire à l'intérieur du traitement endodontique sans restauration coronaire étanche.

Figure 7, p.23 : reconstruction palatine erronée d'une incisive centrale maxillaire et ses conséquences.

Figure 8, p.23 : rapports occlusaux en secteur postérieur, en position d'intercuspidie maximale.

Figure 9, p.24 : guidage par la pente cuspidienne des dents postérieures en fonction.

Figure 10, p.25 : répartition des forces selon le module d'élasticité de la restauration.

Figure 11, p.28 : transmission de la lumière en fonction du bandeau métallique d'une couronne céramo-métallique.

Figure 12, p.28 : comparaison de la transmission de la lumière entre une couronne céramo-métallique et une couronne tout céramique.

Figure 13, p.34 : fragilité de l'extrémité du logement lors de l'utilisation de tenons cylindriques.

Figure 14, p. 35 : fragilité des parois radiculaires latérales lors de l'utilisation de tenons coniques.

Figure 15, p 35 : exemples de formes de tenons carbone.

- Figure 16-17**, p.36 : intérêts du tenon anatomique dans les racines ovalaires.
- Figure 18 à 20**, p.37 : visualisation des contraintes équivalentes de Von Mises en fonction de la longueur du tenon, par la méthode des éléments finis.
- Figure 21 à 23**, p.38 : visualisation des contraintes équivalentes de traction en fonction de la longueur du tenon, par la méthode des éléments finis.
- Figure 24 à 26**, p.38 : visualisation des contraintes équivalentes de compression en fonction de la longueur du tenon, par la méthode des éléments finis.
- Figure 27**, p.39 : problème des racines courbes lors de la préparation du logement de tenon.
- Figure 28**, p.40 : section du canal radiculaire au 1/3 moyen des racines.
- Figure 29**, p.45 : exemples de tenons fibrés.
- Figure 30**, p.46 : schéma d'une installation de pultrusion.
- Figure 31-32**, p.47 : formes rencontrées d'un tenon en fibre de carbone.
- Figure 33**, p.48 : effets d'une valeur anisotropique d'un matériau sur son module d'élasticité.
- Figure 34-35**, p.51 : représentation schématique du mode de fracture selon la restauration de la dent (faux-moignon en métal ou composite-tenon).
- Figure 36**, p.52 : mode de fracture d'une dent selon la composition du tenon.
- Figure 37**, p.56 : schémas des structures cristallographiques quadratique et monoclinique de la zircone.
- Figure 38**, p.59 : résistance en flexion bi-axiale de céramiques stockées à l'air et dans l'eau (en MPa).
- Figure 39**, p. 62 : état de surface d'un tenon fibré après usinage. Observation par microscopie électronique.
- Figure 40**, p.62 : concavité des racines des dents pluriradiculées.
- Figure 41**, p.67 : schéma du test d'expulsion, évaluant la rétention des matériaux d'assemblage.
- Figure 42**, p.68 : observation par microscopie de l'interface adhésif/dentine coronaire.
- Figure 43**, p.88 : état de surface d'un tenon en titane avant et après sablage à l'alumine. Observation par microscopie électronique.
- Figure 44**, p.99 : fracture radiculaire provoquée par un faux-moignon en métal.
- Figure 45**, p.102 : réalisation de la préparation périphérique d'une dent en vue d'un faux-moignon en métal.

Figure 46, p.102 : ceinturage cervical d'une reconstitution pour renforcer les parois et améliorer la rétention.

Figure 47, p.130 : schéma d'une préparation pour couronne Richmond®.

Figure 48, p.136 : principe de l'extracteur de Gonon.

Figure 49-50, p.137 : techniques de dépose d'un faux-moignon par arrache-couronnes.

Figure 51 à 56, p.147 : technique de dépose des tenons fibrés.

Tableaux :

Tableau 1, p.8 : influence respective des diverses étapes du traitement endodontique, suivies de la réalisation d'une cavité mésio-occluso-distale (en % par rapport au comportement de la dent saine).

Tableau 2, p.8 : influence respective du délabrement coronaire, suivi du traitement endodontique (en % par rapport au comportement de la dent saine).

Tableau 3, p.10 : influence du temps de conservation sur les propriétés physiques des dents.

Tableau 4, p.10 : propriétés mécaniques des dents dépulpées et des dents pulpées.

Tableau 5, p.12 : évaluation du module d'élasticité de la dentine à des taux d'humidité différents.

Tableau 6, p. 12 : évaluation de la limite élastique (en Pa) de la dentine selon son humidité.

Tableau 7, p.13 : évaluation de la résistance à la traction (en Pa) en fonction du taux d'humidité de la dent.

Tableau 8, p.15 : tableau schématique des critères permettant l'indication du mode de reconstitution d'une dent.

Tableau 9, p.18 : succès du traitement endodontique en fonction de la qualité du traitement et de la restauration coronaire.

Tableau 10, p.24 : comparaison des modules d'élasticité de différents matériaux.

Tableau 11, p.32 : comparaison de la force nécessaire à la fracture d'une dent dévitalisée en fonction de sa restauration.

Tableau 12, p.33 : évaluation de la concavité des dents à racines courbes et/ou aplaties ou ovales.

Tableau 13, p.41 : contrainte maximale supportée par la dentine.

- Tableau 14**, p.42 : propriétés mécaniques comparées des alliages.
- Tableau 15**, p.44 : tableau des potentiels électriques des métaux les plus couramment utilisés en dentisterie.
- Tableau 16-17**, p.49-50 : force nécessaire à la fracture d'une dent en fonction de la nature du tenon.
- Tableau 18**, p. 53 : localisation de la fracture selon la composition du tenon.
- Tableau 19**, p. 54 : comparaison de la résistance à la fracture des tenons selon leur composition.
- Tableau 20**, p.58 : évaluation de la résistance à la fracture des tenons zircone.
- Tableau 21**, p.60 : répartition des reconstitutions selon le type de dent soignée.
- Tableau 22**, p.64 : tableau récapitulatif des matériaux d'assemblage disponibles.
- Tableau 23**, p.66 : facteurs de risques des reconstitutions corono-radiculaires.
- Tableau 24**, p.67 : rétention des matériaux d'assemblage.
- Tableau 25**, p.69 : force nécessaire pour fracturer un tenon en fonction de son matériau d'assemblage.
- Tableau 26**, p.70 : force nécessaire pour fracturer une racine en fonction du type de scellement du tenon.
- Tableau 27**, p.71 : évaluation de la perte d'étanchéité des matériaux d'assemblage.
- Tableau 28**, p.72 : comparaison du temps de travail et du temps de prise des matériaux d'assemblage.
- Tableau 29**, p. 74 : récapitulatif des propriétés des matériaux d'assemblage.
- Tableau 30**, p.79 : composition moyenne des alliages entrant dans la formation des amalgames dentaires.
- Tableau 31**, p. 87 : propriétés mécaniques des tenons en fibre de carbone.
- Tableau 32**, p.90 : comparaison clinique de la longévité de deux restaurations directes.
- Tableau 33**, p.103 : effets de la préparation du logement de tenon sur l'étanchéité apicale.
- Tableau 34**, p.116 : résistance à la fracture des différentes céramiques.
- Tableau 35**, p.146 : pourcentages de réussite en fonction de la technique de désobturation.

Photos :

Photo 1, p.14 : phénomènes de corrosion ayant entraîné une fracture radiculaire.

Photo 2-3, p.27 : influence de l'épaisseur d'émail sur la diffusion de la lumière.

Photo 4, p.61 : exemples de tenons à taraudage dentinaire.

Photo 5-6, p. 63 : exemples de rétention accrue par un double étage caméral sur la reconstitution.

Photo 7, p.73 : scellement d'un faux-moignon au CVIMAR.

Photo 8, p.89 : observation de la translucidité d'un tenon en fibre de verre.

Photo 9 à 19, p.91 : illustrations cliniques du protocole de réalisation d'un composite-tenon.

Photo 20, p.101 : préparation coronaire avant préparation du logement de tenon.

Photo 21-22, p.105 : modèle en cire d'un faux-moignon réalisé par méthode directe.

Photo 23 à 34, p.107 : illustrations clinique d'une prise d'empreinte pour réaliser un faux-moignon par méthode indirecte.

Photo 35, p.113 : polissage de l'intrados d'un inlay-core métallique.

Photo 36, p.114 : faux-moignon en métal céramisé.

Photo 37 à 39, p.115 : faux-moignons en zircone, clavetés par des tenons fibrés.

Photo 40 à 42, p.118 : faux-moignon en céramique avec tenon zircone.

Photo 43-44, p. 119 : critères de préparations pour nouvelles céramiques.

Photo 45 à 58, p.122 : illustrations cliniques du protocole de réalisation d'un faux-moignon en composite renforcé par des fibres.

Photo 59, p. 131 : exemple d'une couronne Monoblok®.

Photo 60-61, p.133 : restauration par la technique Monoblok®.

Photo 62 à 68, p.139 : illustrations cliniques d'un faux-moignon métal exclusivement claveté.

Photo 69-70, p.145 : forets du kit de Ré-accès.

ANNEXES

Le 19/01/2006

Je, soussigné, Anne Boulanger, Directrice Editions Coll, autorise Mr Pierre-Alain CHOLLET à utiliser, dans le cadre de sa thèse de doctorat de second cycle, intitulée « Les reconstitutions corono-radicaux », les illustrations issues d'articles de la revue « Clinic » suivants :

« Contribution à l'étude d'une conception d'inlay-core permettant une dépose plus aisée de cet élément prothétique ».

Chevrolle-Buzut. Clinic 2001,22(5),317-322.

Cette autorisation s'applique **exclusivement** à l'illustration de la thèse de Mr P.A CHOLLET, et devra être renouvelée en cas d'utilisation autre.

Fait le Reuil-Malmaison, 19/01/06, pour faire valoir ce que de droit.

Signature,

Anne Boulanger

Reuil-Malmaison

Let. n° 26

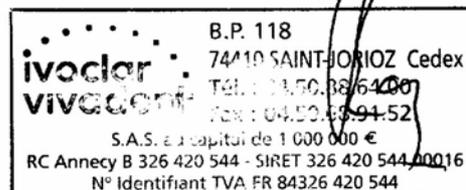
Je, soussigné, Mr. Schmidt, autorise Mr Pierre-Alain CHOLLET à utiliser, dans le cadre de sa thèse de doctorat de second cycle, intitulée « Les reconstitutions corono-radicaux », les illustrations issues du dossier de présentation du produit suivant :

Page de couverture du dossier de présentation des tenons en fibre de verre Postec Plus.*

Cette autorisation s'applique **exclusivement** à l'illustration de la thèse de Mr P.A CHOLLET, et devra être renouvelée en cas d'utilisation autre.

Fait le 20/01/06, à St. Jorioz, pour faire valoir ce que de droit.

Signature,



Chirurgien-Dentiste de France
C.N.S.D.
22, avenue de Villiers
75849 PARIS CEDEX 17
Tél. : 01 56 79 20 52
Fax : 01 56 79 20 49

Le 24/11/06

Je, soussigné, NEBOT Daniel, autorise
Mr Pierre-Alain CHOLLET à utiliser, dans le cadre de sa thèse de doctorat de
second cycle, intitulée « Les reconstitutions corono-radiculaires », les
illustrations issues d'articles de la revue « Le Chirurgien de France » suivants :

1 - « Un nouveau concept de reconstitution corono-radiculaire : le
composipost. Première partie ».

Duret B, et coll. Chir Dent Fr 1990;540:131-141.

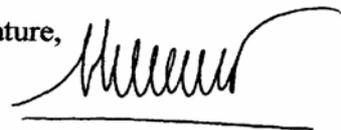
2 - : « Un nouveau concept de reconstitution corono-radiculaire : le
composipost. Deuxième partie ».

Duret B, et coll. Chir Dent Fr 1990;542:56-67.

Cette autorisation s'applique **exclusivement** à l'illustration de la thèse
de Mr P.A CHOLLET, et devra être renouvelée en cas d'utilisation autre.

Fait le 24/11/06, à Paris, pour faire valoir ce que
de droit.

Signature,



Le 26/01/06

Je, soussigné Emmanuelle GIRARD....., autorise Mr Pierre-Alain CHOLLET à utiliser, dans le cadre de sa thèse de doctorat de second cycle, intitulée « Les reconstitutions corono-radicales », les illustrations issues des chapitres de l'Encyclopédie Médico-Chirurgicale suivants :

1 - « Ancrages radiculaires coulés : classification, réalisation à la clinique et au laboratoire de prothèse ».

Albouy JP et coll. Encycl Méd Chir (Paris), Odontologie, 1996, 23-250-B-10.

2 - « Restauration coronaire à ancrage corono-radulaire ».

Laviolle O et coll. Encycl Méd Chir (Paris), Odontologie, 1998, 23-250-A-10.

3 - « Insertion et équilibration occlusale ».

Berteretche MV et coll. Encycl Méd Chir (Paris), Odontologie, 2005, 23-325-G-10.

Cette autorisation s'applique **exclusivement** à l'illustration de la thèse de Mr P.A CHOLLET, et devra être renouvelée en cas d'utilisation autre.

Fait le 26/01/06, à Paris....., pour faire valoir ce que de droit.

Signature,

ELSEVIER SAS
23, rue Linde
75724 PARIS CEDEX 10
SIRET 309 113 077 0000



Le 03/02/06

Je, soussigné, François UNGER, Rédacteur en Chef de LD autorise Mr Pierre-Alain CHOLLET à utiliser, dans le cadre de sa thèse de doctorat de second cycle, intitulée « Les reconstitutions corono-radicaire », les illustrations issues d'articles de la revue « L'information Dentaire » suivants :

1 - « Rapport d'uns cas clinique : Inlay-core en composite renforce par des fibres (FRC) ».

Aboudharam G et coll. 2004,86(22),1409-1416.

2 - « Assurer l'étanchéité coronaire le jour du traitement endodontique ».

Bukiet F. 2005,87(37),2255-2258.

Cette autorisation s'applique **exclusivement** à l'illustration de la thèse de Mr P.A CHOLLET, et devra être renouvelée en cas d'utilisation autre.

Fait le Paris....., à 3 février 06, pour faire valoir ce que de droit.

Sarl INFORMATION DENTAIRE
40, av. Bugeaud - 75784 Paris cedex 16
TEL 01 56 26 50 00 - Fax 01 56 26 50 01

Signature,



Le

Je, soussigné, ...Jean Paul Louis....., autorise Mr Pierre-Alain CHOLLET à utiliser, dans le cadre de sa thèse de doctorat de second cycle, intitulée « Les reconstitutions corono-radicales », les illustrations issues d'articles de la revue Stratégie Prothétique suivants :

- 1 - « Quelle zircone pour quelle prothèse dentaire ? »
Lebras A. 2003,3(5),351-362.
- 2 - « Restauration prothétique d'une canine maxillaire fracturée ».
Fougerais G, et coll ; 2004,4(2),87-98.
- 3 - « Comment réussir l'empreinte des logements intra-radicales ? »
Lecerf J. 2005,5(1),5-10.
- 4 - « Critères de choix de l'ancrage radicaire lors des reconstitutions préprothétiques ».
Bartala M et coll. 2005,5(4) ,291-300.
- 5 - « Déposer une reconstitution corono-radicaire fibrée : méthodes, risques et solutions ».
Ninnin S et coll. 2005,5(4),301-307.

Cette autorisation s'applique **exclusivement** à l'illustration de la thèse de Mr P.A CHOLLET, et devra être renouvelée en cas d'utilisation autre.

10.2.06

Fait le ~~MA~~....., à ...NANJY....., pour faire valoir ce que de droit.

Signature,



The 9th February 2006

I, the undersigned, Kim Black-Tatham....., give my permission to Mr P.A CHOLLET to use, for his doctorate, untitled "Corono-radicular reconstructions", reproductions from The British Dental Journal :

Figure 11, p.537.

In : Post and core systems, refinements to tooth preparation and cementation.

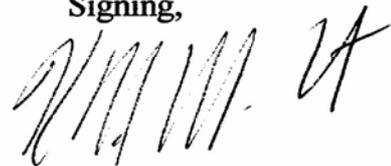
By Ricketts D, and coll.

British Dental Journal 2005;vol 198, n°8.

This permit applies just for the development of the thesis of Mr P.A CHOLLET, and will have to be renewed in the case of other uses.

Product the....., at.....,

Signing,



Publishing Manager

Rueil-Malmaison, le 15 février 2006

Je, soussigné, Dr Jean Schittly, rédacteur en chef des *Cahiers de prothèse*, autorise Mr Pierre-Alain CHOLLET à utiliser, dans le cadre de sa thèse de doctorat de second cycle, intitulée « Les reconstitutions corono-radiculaires », les illustrations issues d'articles de la revue « Les Cahiers de Prothèse » suivants :

1- « Comportements mécaniques des structures dentaires et osseuses. Analyse par la méthode des éléments finis ». *Figure 2 à 4, p.26*

PIERRISNARD L, et coll. Cah Prothèse 1994;87:21-32.

2 - « Reconstitution esthétique des dents déulpées ».

Figures 8a et 8b, p.14

GOMBEAUD F. Cah Prothèse 2001;113:9-15.

3 - « La technique Monoblok* ». *Figure p.51*

PISSIS P. Cah Prothèse 2001;113:69-74.

4 - « Evolution et indications des reconstitutions corono-radiculaires indirectes ». *Figures 2 et 3, p.63*

ABOUDHARAM G, et coll. Cah Prothèse 2001;116:61-71.

5 - « Scellement et collage des reconstitutions corono-radiculaires ».

Figure 3, p.38

GONTHIER S, et coll. Cah Prothèse 2001 ;113 :35-46.

6 - « Economie tissulaire et préparations des ancrages corono-radiculaires ». *Figures 7a et 7b, p.65*

GEOFFRION J, et coll. Cah Prothèse 2003;124:63-70.

7 - « Anatomie des dents humaines permanentes : la première molaire maxillaire ». *Figure p.48*

PAPATHANASSIOU G ; Cah Prothèse 2005;131:43-56.

Cette autorisation s'applique **exclusivement** à l'illustration de la thèse de Mr P.A CHOLLET, et devra être renouvelée en cas d'utilisation autre.

Fait le 15/2/2006, à Rueil-Malmaison., pour faire valoir ce que de droit.



Le 27.2.06

Je, soussigné, Mahin BAILLY, autorise
Mr Pierre-Alain CHOLLET à utiliser, dans le cadre de sa thèse de doctorat de
second cycle, intitulée « Les reconstitutions corono-radiculaires », les
illustrations issues d'un des manuels parus aux éditions Masson :

Titre : « Manuel de prothèse fixée unitaire ».
Par Exbrayat J, Schittly J, Borel JC.
Editions Masson, Paris, 1992.

Cette autorisation s'applique **exclusivement** à l'illustration de la thèse
de Mr P.A CHOLLET, et devra être renouvelée en cas d'utilisation autre.

Fait le 27/2/06, à Issy-les-Moulineaux, pour faire valoir ce que
de droit.

MASSON
21, rue Camille Desmoulins
92789 ISSY-LES-MOULINEAUX Cedex

Signature,



CHOLLET (Pierre-Alain). - Les reconstitutions corono-radicaire -

183f., ill., graph., tabl., 169 ref., 30 cm.-

(Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2006)

N°

Résumé de la thèse :

La réalisation de reconstitutions corono-radicaire est un acte quotidien de la dentisterie clinique. Elles sont pourtant encore régies par des principes erronés. Le comportement biomécanique de la dent dépulpée dépend de son délabrement coronaire, le choix du matériau devant répondre à des critères n'induisant pas un surcroît de fragilité. L'ancrage radicaire, non indispensable, doit être considéré comme moyen d'ancrage de la restauration, et non comme renforcement de la dent. De nombreux paramètres sont à évaluer et plusieurs critères à respecter. Selon les besoins (mécaniques, esthétiques, biocompatibilité), de multiples matériaux sont disponibles, chacun avec un protocole strict. Devant l'obligation de résultats exigés, l'avènement de nouveaux matériaux semble aller dans le bon sens. Nous manquons cependant de recul clinique pour affirmer leur pérennité et élargir leur champ d'action.

Rubrique de classement : Prothèse

Domaine Bibliodent : Prothèse

Mots-clés : - Prothèse - Ancrage - Matériaux dentaires

MeSH : - Dental prosthesis/ Post and core /Dental Materials

Mots-clés Bibliodent : Tenon radicaire – Matériau restauration - protocole

Jury : Président M. Le Professeur Bernard GIUMELLI
Assesseurs M. Le Professeur Olivier LABOUX (co-directeur)
M. Le Docteur Pierre LEBARS
M. Le Docteur Michel GUYOT
Directeur : M. Le Docteur Jean-François BREMONT

Adresse de l'auteur : CHOLLET Pierre-Alain
9 rue de la brasserie
44200 NANTES