

ODONTOLOGIE RESTAURATRICE

Un nouveau concept de reconstitution corono-radicaire

LE COMSIPPOST® (2)

PAR B. DURET*, M. REYNAUD** et F. DURET***

TRANSMISSION DES CONTRAINTES

Différents facteurs interviennent dans la diffusion des contraintes transmises par la suprastructure prothétique aux structures dentaires réceptrices. Matériau de la

Suite de l'article paru dans le CDF n° 540 du 22 nov. 90.

* C.D. — C.E.S. Physiologie animale

** D.C.D.

*** D.C.D. — D.S.O. — Ph. D. Research Professor and Co-Director of the Division of Dental Imaging USC — Los Angeles

suprastructure, nature de la reconstitution corono-radicaire, dynamique de l'occlusion, etc... Le sujet, ici, est de montrer comment le concept de restauration corono-radicaire Comsipopost traite cette question délicate, voire déterminante pour la pérennité de la prothèse.

Nous estimons que trois facteurs principaux sont en cause :

- la nature des matériaux,
- l'étendue de l'interface,
- la qualité de cette interface dento-prothétique.

La nature du matériau

L'inclusion d'un corps dans un matériau de comportement mécanique différent est une source de perturbation constante, pouvant aboutir à la destruction de l'ensemble si les contraintes appliquées sur ce corps arrivent à dissocier les éléments. La séparation se fera toujours entre les deux éléments les plus différents en propriétés mécaniques et plus précisément en module d'élasticité.

Il n'est pour s'en convaincre que d'examiner nos échecs cliniques concernant les descellements des prothèses sur inlays

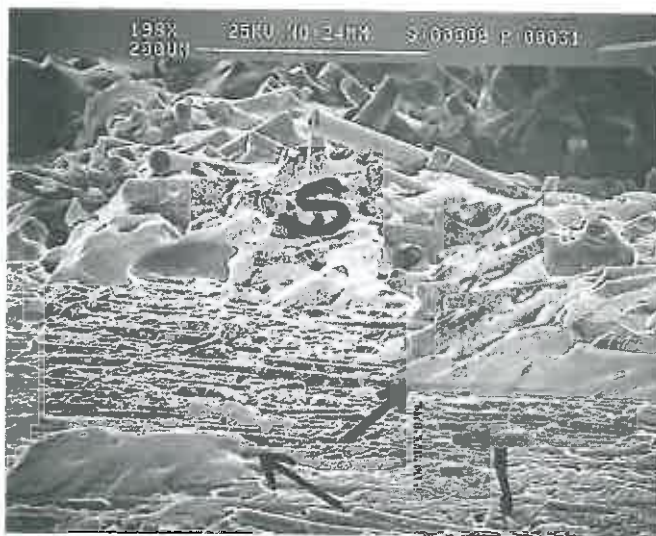


Fig. 15 : a et b Fractographies Sillipost S / Tenon T

a) 198 X

b) 507 X

La fracture est très cohésive, comme le montrent les morceaux de Sillipost restés attachés à la surface du tenon après la fracture.



core métalliques, même s'ils sont faits du même métal que la suprastructure : *il est exceptionnel que le descellement ait lieu entre la suprastructure et l'inlay core métallique*. Le descellement se produit presque toujours entre la dentine et l'ensemble inlay core/couronne. Est-ce à dire tout simplement que l'interface dentine/métal est plus faible que l'interface métal/métal ? C'est possible, mais il est beaucoup plus vraisemblable que la destruction de cette interface soit due, en premier, à l'énorme disparité qui existe entre les propriétés mécaniques de la dentine et celles des métaux. *Nous avons placé en tête des exigences de notre concept de restauration, que le matériau de reconstitution atteste de propriétés mécaniques les plus proches possible de la dentine radiculaire d'abord et de la dentine coronaire ensuite.*

C'est le couple sillpost-tenon qui va jouer le rôle de transmetteur de contraintes. A chaque sollicitation des contacts occlusaux, la reconstitution Composipost va entrer en vibration selon des fréquences identiques, ou très voisines, de celles qu'aurait engendrées la dentine. Dans ces conditions, il est logique d'espérer une fatigue réduite du joint de collage dento-prothétique, et une cohésion durable entre la reconstitution et la dentine saine. L'important est de reconstituer la dent ; c'est l'objectif du concept Composipost, quitte à transférer les problèmes de scellement au niveau suprastructure / reconstitution.

L'étendue de l'interface dento-prothétique

A première vue, il semble évident que plus l'interface dento-prothétique sera importante mieux seront réparties les contraintes et autant en sera diminuée leur intensité. Nous allons voir que ce n'est pas aussi simple qu'il paraît et que les variations anatomiques individuelles vont chaque fois nous faire repenser la forme et l'étendue de cette interface.

Le problème se pose ainsi :

— D'une part, plus l'interface sera réduite pour diminuer le forage, plus les contraintes seront fortes et concentrées, et plus il faudra utiliser des matériaux de module élevé, donc très différents de la dentine.

— A l'inverse, plus l'interface dento-prothétique sera importante, plus les pressions transmises seront faibles, nombreuses, et mieux réparties, et plus le matériau sera mécaniquement proche de la dentine, plus il sera possible d'augmenter l'interface dento-prothétique.

Notre concept Composipost a pris une position très claire dans ce choix que nous estimons fondamental, et déterminant dans le succès de la reconstitution. En effet, nous faisons partie de ceux qui pensent :

— qu'une contrainte sera d'autant plus faible que le matériau sera mieux adapté, donc proche de la dentine radiculaire en propriétés mécaniques et surtout en module d'élasticité,

— qu'une contrainte élevée et ponctuelle est la pire des choses qui soit et reste infiniment plus meurtrière pour la racine qu'une contrainte identique répartie sur une surface plus étendue. Dans ces conditions, l'excision supplémentaire de dentine saine que cela exige, si elle reste raisonnable, ne sera pas préjudiciable à la longévité de la reconstitution. au regard des énormes avantages qu'elle apporte.

Enfin, nous dirons que l'extrême diversité des architectures endo-canales oblige, en bien des cas, à augmenter le diamètre du forage endo-canalair — au moins dans sa partie supérieure — si l'on veut s'affranchir totalement, ou presque, des aléas anatomiques et obtenir un vrai contact tenon/dentine. Considérons en effet les sections, en leur tiers moyen, des principales formes de dents, après les alésages classiques nécessaires aux traitements endodontiques (Fig. 16). Nous sommes frappés de constater qu'il sera bien difficile de réaliser dans tous les cas un forage de section circulaire qui agran-

dirait la totalité du canal, sans fragiliser exagérément la dentine saine.

Un compromis sera donc nécessaire, mais nous voyons déjà l'intérêt d'un forage important en partie supérieure pour augmenter l'étendue de l'interface, et la nécessité absolue d'utiliser un tenon de forme adaptée et fait d'un matériau aux propriétés mécaniques proches de la dentine, surtout en module d'élasticité et cisaillement. C'est là le point fort de ce nouveau concept : grâce à la forme du tenon à étage, et à un matériau programmé pour cette application clinique, nous avons pu augmenter impunément le volume du forage endocanalair.

L'alésage « a minima » qui pouvait apparaître à première vue comme la meilleure des choses, en raison de son aspect conservateur, mérite réflexion. Cette attitude, faussement rassurante, renferme en elle même les germes les plus virulents de l'échec :

— utilisation obligatoire de tenons métalliques à haut module, en raison du faible diamètre, donc très différents de la dentine radiculaire,

— concentration des contraintes sur une faible surface, et souvent par nécessité dans le 1/3 apical,

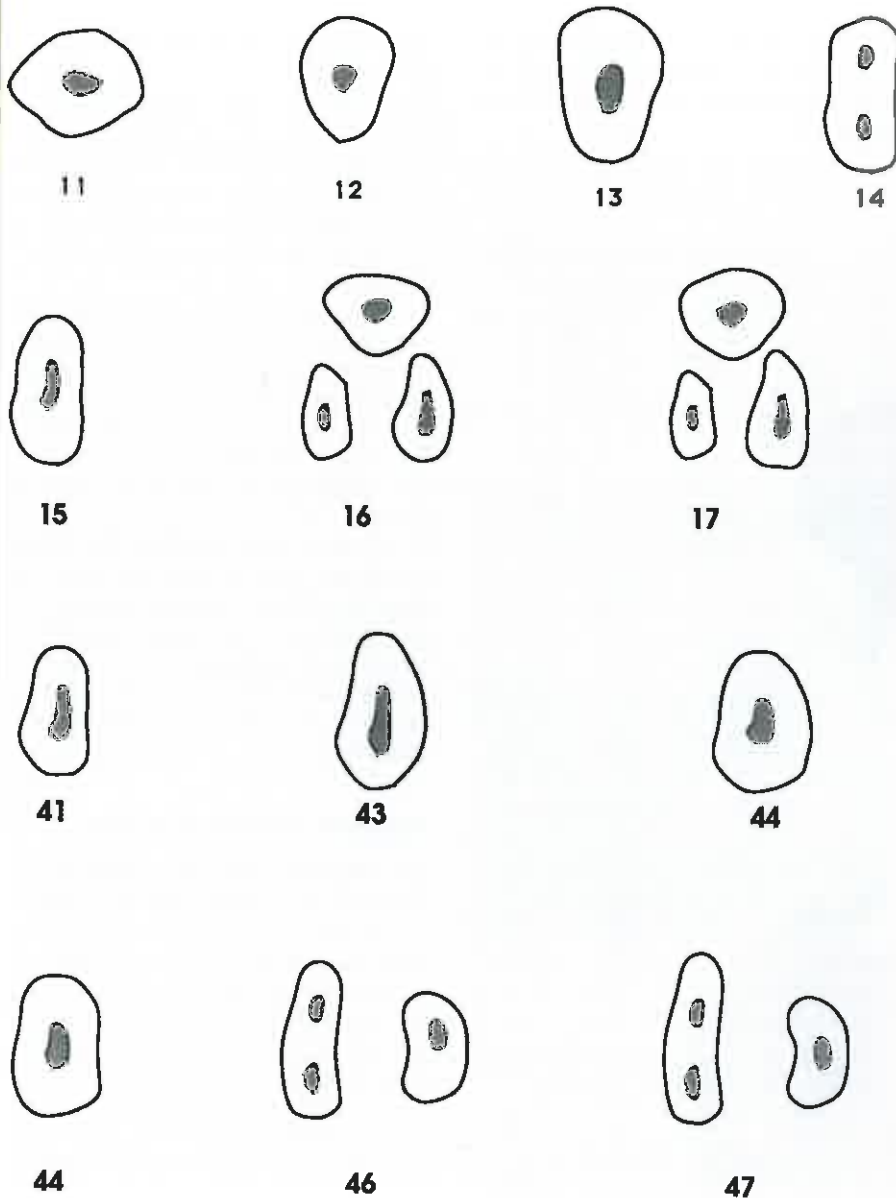
— risque de corrosion.

La qualité de l'interface dento-prothétique

Ces constatations nous font remettre plus que jamais en cause la qualité du joint dento-prothétique en zone endocanalair pour une bonne transmission des contraintes. Ce joint doit avoir une valeur constante, afin de réserver à l'agent de collage le volume et l'épaisseur où ses performances sont maxima.

Dans notre concept Composipost nous avons choisi le forage normalisé à la forme du tenon, qui nous permet de créer un logement endocanalair aux cotes exactes du tenon augmentées de l'épaisseur du joint de colle (30 μ). Cette valeur est constante sur toute l'étendue de l'interface, aux caprices anatomiques endocanales près (Fig. 17).

FORMATION CONTINUE



DIFFERENTES SECTIONS HORIZONTALES DES LUMIERES CANALAIRES AU NIVEAU DES TIERS MOYENS

Fig. 16 : Les coupes horizontales des lumières canalaire au 1/3 moyen prouvent à quel point il sera délicat de réaliser de bonnes interfaces à ce niveau. Plus que jamais, nous ressentons la nécessité de posséder un matériau ayant des propriétés mécaniques proches de la dentine pour augmenter le forage sans danger, et faire de bonnes interfaces non traumatisantes.

Pour ces zones inévitables, l'obturation sera faite par le Boston post dans les parties profondes, faibles et difficiles

d'accès, et par le Silipost en partie supérieure de la racine où elles sont accessibles et parfois plus importantes. La résine

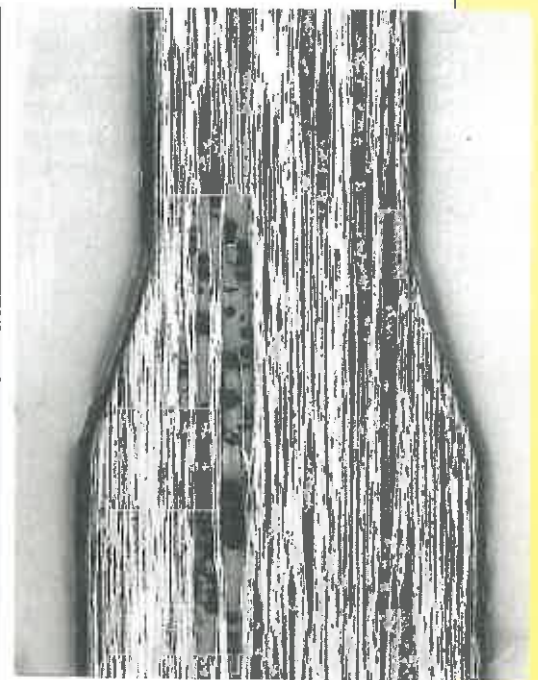


Fig. 17 : Coupe polie du tenon collé avec le Boston post dans sa racine. L'épaisseur du joint 30μ est faible et constante, ce qui donne au produit de collage une efficacité maxima. Grossissement x 32.

Boston post, non chargée, doit être réservée aux interfaces ayant un espace constant et faible entre les deux surfaces. Elle devient hautement performante lorsque ces surfaces ont en plus une topographie identique ou voisine (c'est le cas de l'interface tenon/dentine radiculaire). Son rôle est de réunir deux matériaux, si possible de même nature mécanique, et de les faire « fonctionner ensemble » (Fig. 18).

Dans la partie camérale de la reconstitution, l'interface sera proche du contact direct, puisqu'elle sera réalisée par compression durant la polymérisation. On peut dire que sa qualité dépendra de la rigueur avec laquelle auront été menées les différentes opérations du protocole de mise en œuvre. Toutefois les différents

FORMATION CONTINUE



tests et examens pratiqués nous permettent de conclure que l'espacement entre les surfaces ainsi réalisées est pratiquement nul, et que tout se passe comme si

la résine Boston post investissait les charges du matériau d'un côté et les microrugosités de surface du tenon de l'autre.

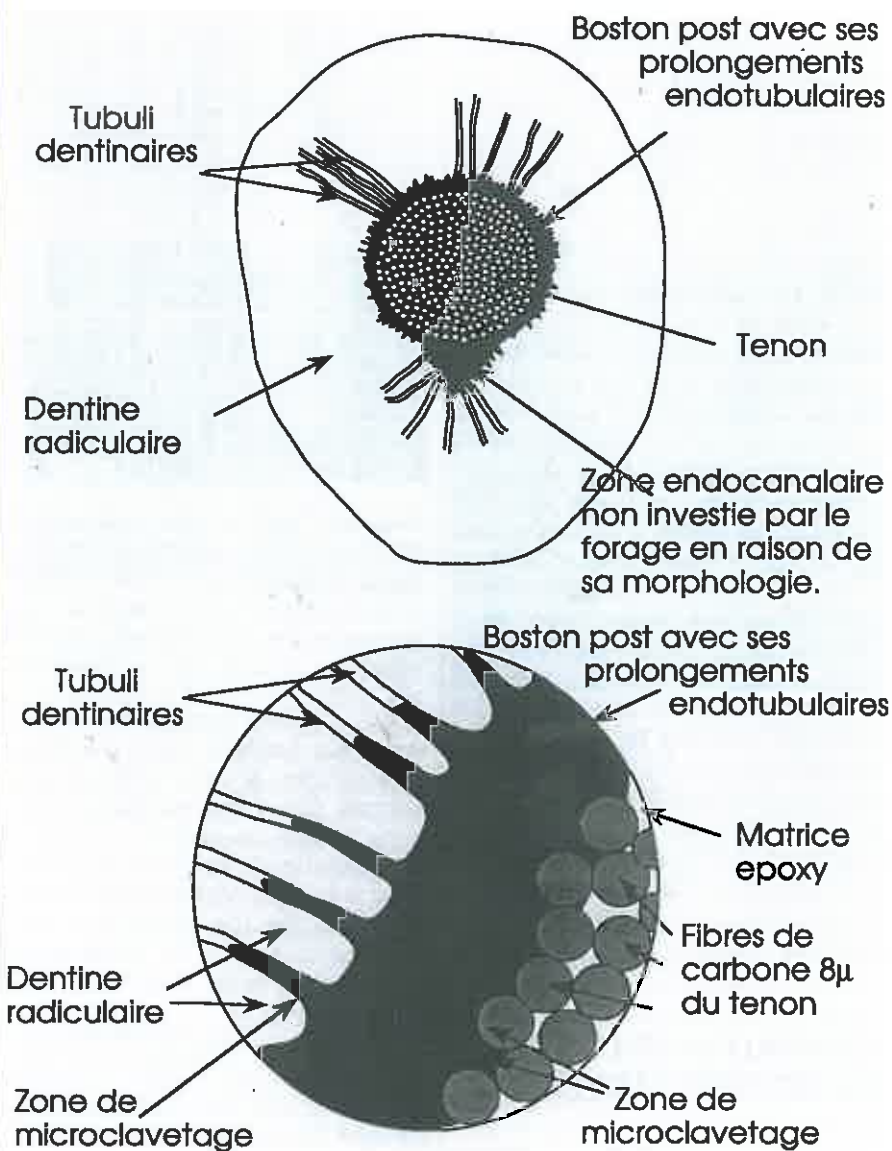
Notre réponse aux problèmes posés par les interfaces dans la transmission des

contraintes peut se résumer en ces trois points :

1- Choisir des matériaux ayant des propriétés mécaniques proches des dentines coronaire et radiculaire et adaptés à cette application clinique : le Composipost, tenon à étages en fibres de carbone H P équitendues et le Silipost, résine composite fibrée.

2- Augmenter l'étendue de l'interface tenon/dentine pour réduire au maximum les zones de concentration des contraintes qui détruisent les interfaces. Cela veut dire : choisir le plus gros diamètre possible, compatible avec l'anatomie radiculaire. Désormais le matériau du tenon le permet.

3- Appliquer une technique de forage normalisée dans la zone canalaire qui nous garantit un interface constant de 30μ théoriques. Les figures illustrent la constante en épaisseur du joint, son remplissage par le Boston post, et la parfaite régularité du joint dento-prothétique endocanalaire.



COUPE HORIZONTALE THEORIQUE MONTRANT LA PENETRATION DU BOSTON POST DANS LES MICRORUGOSITES DE SURFACE DE LA DENTINE ET DU TENON.

Fig. 18 : La résine Boston post pénètre les canalicules dentinaires préparés, elle se lie au tenon sur l'autre face par microclavetages et liaisons chimiques.

Protocole de mise en œuvre

Les différentes séquences cliniques nécessaires à la réalisation du concept Composipost, doivent être scrupuleusement respectées. Nous avons insisté tout au long de cet article sur le rôle prépondérant joué par les interfaces entre les éléments constitutifs du Composipost. Nous serions tenté de dire qu'il en va de même dans les autres techniques. Le concept Composipost est un tout indissociable et nous vous demandons instamment de l'aborder comme tel pour que la réussite soit complète (Fig. 19 à 24).

1- Dès que le traitement endodontique est terminé, la pâte d'obturation canalaire étant parfaitement prise et stable, la dent est préparée comme s'il s'agissait d'une préparation sans épaulement.

2- Un coffrage, bague de cuivre ou coffrage préfabriqué, est ajusté autour de la préparation. L'important est de serrer la cavité sous sa limite inférieure A, et de se tenir grosso modo dans l'axe de la dent et du tenon. Mettre le coffrage de côté.

FORMATION CONTINUE

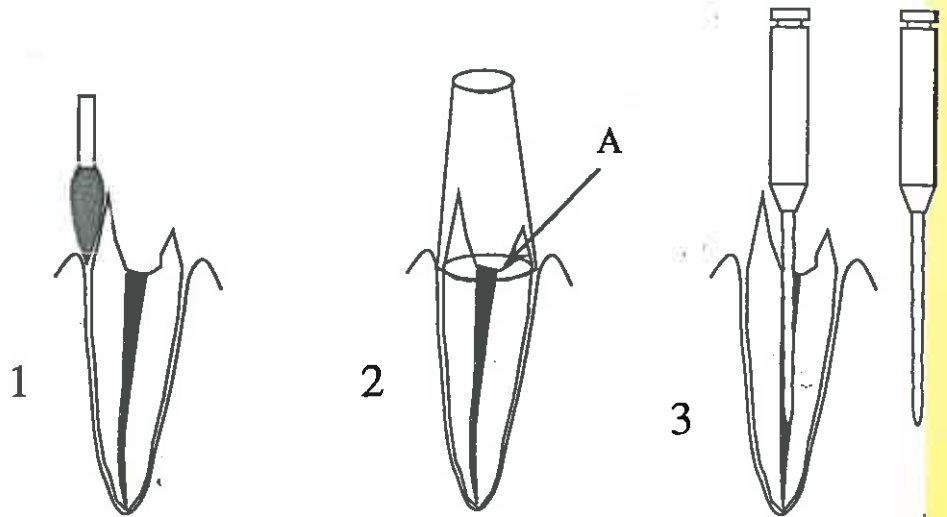


Fig. 19 : Séquences 1 — 2 — 3

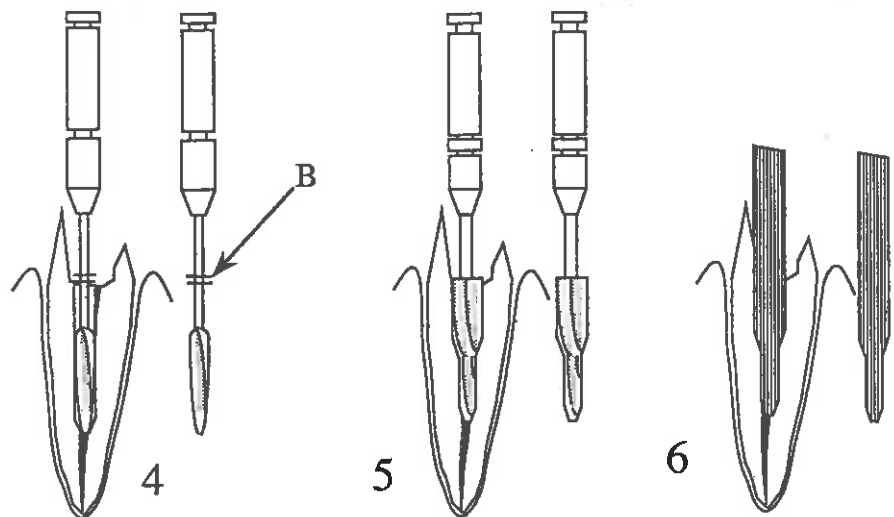


Fig. 20 : Séquences 4 — 5 — 6

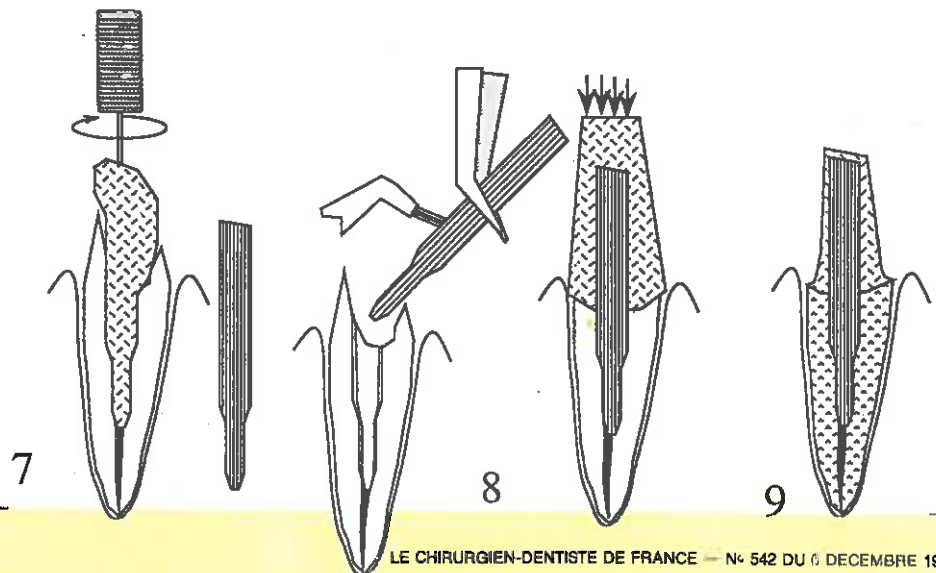


Fig. 21 : Séquences 7 — 8 — 9



3- Procéder ensuite à l'élargissement de la lumière canalaire sur 7 à 8 mm selon les techniques habituelles, ce qui assurera une pénétration du cylindre supérieur du tenon de 3 à 4 mm. Nous conseillons de terminer cette opération à l'aide de torpans Maillefer référence

Ø 70 pour le tenon n° 1

Ø 90 pour le tenon n° 2

Ø 110 pour le tenon n° 3

L'intervention des deux forets spécifiques se fera alors sans effort et la précision des cotes annoncées sera d'autant mieux atteinte et la coupe des outils plus durable !!

4- Préforage de l'étage inférieur à l'aide de l'outil n° 1. Si les séquences précédentes ont été respectées cette séquence se fait sans le moindre effort. Il détermine la profondeur finale de l'ancrage, et servira de guide au forage définitif qui viendra ajouter 2/10 e au Ø de cet étage inférieur. Les deux anneaux B disposés sur le fût du foret, permettent de mesurer cette profondeur :

Premier anneau 7,5 mm

Deuxième anneau 8,5 mm

5- Le forage final se fait avec l'outil n° 2 dont la forme réalisera le logement du tenon en un seul geste. Son volume est celui du tenon augmenté de l'épaisseur du point de collage (30µ). Le tracé de forage est guidé par le trajet de l'outil précédent et va jusqu'au fond de ce trajet. Seules les parties latérales de l'outil sont actives.

6- Nettoyer le logement, placer le tenon et régler sa hauteur en fonction de l'occlusion. La découpe doit se faire au disque ou à l'outil diamanté. N'utilisez jamais les pinces coupantes dont la pression des mors détruirait la structure composite du tenon.

Garder la surface du tenon parfaitement propre afin de ne pas perturber les liaisons mécaniques et chimiques ultérieures entre le tenon, la résine composite fibrée Silipost, et la colle de scellement Bostonpost.

7- Nettoyage très minutieux du logement de forage avec la solution d'EDTA à 17 %, suivi d'hypochlorite de sodium à 5,25 %, suivi d'un séchage très poussé (air chaud et sec, mèches de coton, pointes de papier, etc).

Les ennemis sont :

— Les surfaces mal préparées.

— L'humidité.

8- En une seule séquence, sceller le tenon au Boston post après en avoir enduit le canal et toute la surface du tenon, poser le coffrage de Silipost, après avoir rempli les zones peu accessibles, susceptibles d'enfermer des bulles d'air, qui s'opposeraient à la pénétration du Silipost, et donc à la réalisation d'une bonne interface. Maintenir la pression durant toute la polymérisation. Eliminer les excès de Boston post à l'aide d'un pinceau avant de procéder à la pose du coffrage de Silipost : les surfaces doivent être seulement enduites. La pose du tenon à l'aide du verre ionomère de scellement est tout à fait possible. Il faudra simplement savoir que l'interface tenon/verre ionomère sera uniquement mécanique, (mais elle est suffisante) et que la réalisation des trois interfaces se fera en deux temps au lieu d'un seul. Mais, compte tenu des excellentes performances de ce matériau, nous laissons à votre appréciation l'opportunité de ce choix en fonction des situations cliniques que vous rencontrerez (reconstitutions pluriaduculées par exemple ?).

9- Après la polymérisation, décoffrer la reconstitution et réaliser la préparation prothétique. L'empreinte peut être prise dans la séance.

Nous conseillons d'isoler la surface de la reconstitution avant de réaliser la couronne ou le bridge provisoire car le Silipost est de base résineuse. Avant la prise complète, décoller légèrement la prothèse provisoire sans la déformer, pour éliminer tout risque de collages spontanés.

CONCLUSION : ACTUALITES ET PERSPECTIVES

Cette présentation d'un nouveau concept de reconstitution corono-radiculaire remet incontestablement en cause certaines pratiques qui, selon nous, tenaient plus aux moyens matériels dont nous disposions qu'aux vraies réalités cliniques. Tout s'est passé jusqu'à ce jour, comme si les diagnostics posés étaient suivis de traitements qui allaient à l'inverse d'au moins l'un des deux objectifs fondamentaux : respecter les structures dentaires porteuses et créer un support prothétique de qualité. Nous pensons que l'intérêt du concept Composipost est sans doute, aujourd'hui, d'être la solution qui atteint le mieux, ou le moins mal, l'un et l'autre de ces deux objectifs contradictoires. C'est une nouvelle philosophie de la reconstitution corono-radiculaire, dont le grand mérite reste à notre avis d'avoir complètement repensé les besoins de la situation clinique, et d'avoir proposé un concept rigoureux, après une longue étude des différents diagnostics, des différents traitements, et des échecs des techniques existantes.

C'est cette démarche qui nous a amenés à concevoir de nouveaux matériaux adaptés à cette application clinique. Nous avons pour la première fois entre les mains un matériau : le **Composipost**, qui possède à la fois les performances mécaniques nécessaires à la prothèse et les autres propriétés indispensables pour épargner la dentine. La possibilité de réaliser des interfaces performantes, permet au praticien de raisonner son acte et de l'adapter au cas clinique. La suppression de tout corps métallique pour la réalisation du concept est une grosse amélioration vers l'élimination progressive des phénomènes de corrosion buccale. De plus, elle peut répondre en partie aux demandes de plus en plus pressantes des radiologistes qui voient leurs examens scanner et IRM profondément perturbés

FORMATION CONTINUE



Fig. 22: La qualité du joint tenon/Boston post/dentine permet une conservation maximum de dentine coronaire. Cette propriété sera particulièrement appréciée lors des préparations sur les dents fragiles telles les incisives inférieures.

Fig. 23: Le concept permet la réalisation de reconstitutions multiradiculées suivies de la pose d'une couronne esthétique sans support métallique. La réalisation de toutes les interfaces en une seule séquence les rend particulièrement performantes (3 vues).

a	b
c	



FORMATION CONTINUE

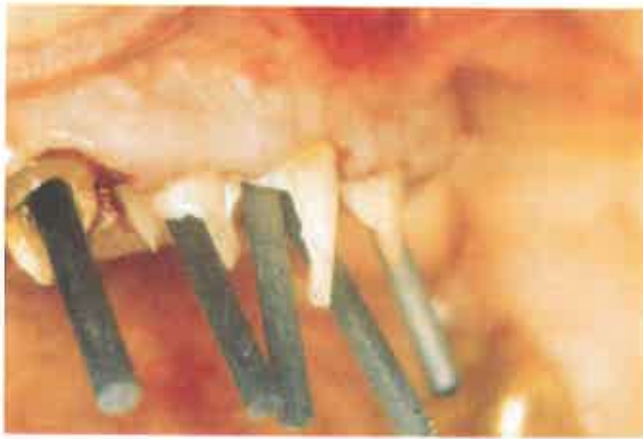




Fig. 24: Cas d'une reconstitution multiple, avec pose du bridge provisoire avant traitement parodontal (9 vues).

a	d	g
b	e	h
c	f	i



par la présence de nos prothèses métalliques.

BIBLIOGRAPHIE

R. Bugugnani,
Les reconstitutions coronoradiculaires à l'aide des matériaux composites. Notions fondamentales et applications cliniques.

M. Goldberg, J. Guillot, D. Nebot,
Structures radiculaires et reconstitutions pré-prothétiques.

M. Goldberg,
Structures de l'émail, de la dentine et du cément : composition et propriétés, implications cliniques.

« Les composites postérieurs » Ed. SNPMD. Paris 1988.

M. Goldberg,
Effets de deux méthodes de déminéralisation sur la préservation des glycoprotéines et des protéoglycanes dans les dentines intercanaliculaires et péricanaliculaires chez le cheval. Jour. Biol. Buccale, vol. 8 pp. 315-330, 1980.

A.L. Comte,
Etude en MEB de l'effet des fraises en acier et en carbure de tungstène sur les tissus dentaires.

Jour. Biol. Buccale, vol. 11 pp. 3-14, 1983.

M. Panighi, H. Vannesson, et coll.,
Adhésion « in vitro » d'une résine composite par un adhésif dentinaire Influence de la microdureté.

Journal de Biomateriaux Dentaires. Volume 2, n° 1, janvier 1986.

M. Desgranges, M. Sadoun, G. Burdalron,
Etude spectrométrique d'un cas clinique de corrosion endobuccale. Journal de Biomateriaux Dentaires. Volume 2, n° 3, juillet 1986.

G. Chrétien,
Matériaux composites à matrice organique. Ed. Techniques et documentation 1986.

J. Weiss et C. Bord
Les matériaux composites. Ed. de l'Usine nouvelle 1983.

D. Nathanson, N. Ashayeri,
Effects of a new technique. An in vitro study comparing various post was conducted to determine the effects on retention. Novembre 1988 / CDA Journal.

Dos Santos
Occlusion Principles and concepts. Ed. Euro-America INC St Louis Tokyo 1985.

A. Brunold, H. Bourlier et Coll.
Apport des nouveaux matériaux dans les techniques de reconstitutions coronaires. Revue d'odonto-stomatologie — Tome XV — n° 4 — 1986.

R.A. Reinhardt, R.F. Krejci, Y.C. Pao et Coll.
Dentin Stresses in Post-reconstructed Teeth with aminishing Bone Support. J Dent Res 62 (9) : 1002-1008, september 1983.