

ODONTOLOGIE RESTAURATRICE

Un nouveau concept de reconstitution corono-radicaire :

LE COMPOSIPOST (1)

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

HISTORIQUE

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 coronoradiculaire métallique répertoriée serait japonnaise et remonterait au moyen-âge. Ainsi, débuta l'ère des dents à pivot.

Une période assez longue ensuivit durant laquelle, au regard des multiples descellements et destructions de racines, différentes tentatives furent menées pour faire « tenir la dent », coûte que coûte. Le pivot fit peau neuve et s'annoblit en prenant le titre de tenon, et ainsi naquirent les tenons préfabriqués de toutes formes : cylindriques, coniques, cylindro-coniques, lisses, à ergots, vissés etc... Ces formes existent encore, il suffit pour s'en convaincre, de feuilleter nos catalogues actuels d'ancrages radiculaires à vocations multiples... Seul coin de ciel bleu durant cette période meurtrière, la dent richmond qui s'est intéressée au devenir du support radicaire en le cerclant au niveau de son collet, pour en éviter l'éclatement !

* 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

Il fallut attendre de nombreuses années pour voir les premières tentatives de reconstitutions corono-radicales anatomiques coulées. Ce fut l'époque de l'inlay de reconstitution métallique coulé ou « inlay core ». C'est aujourd'hui la forme la plus évoluée de ces reconstitutions métalliques. Cependant la progression en qualité de ce type de restauration reste paradoxalement très lente.

Réflexions sur les reconstitutions coronoradiculaires.

Aujourd'hui, un acte aussi courant et simple en apparence que la restauration corono-radicaire est devenu l'une des préoccupations majeures du praticien moderne responsable ! Il est vrai que les résultats cliniques de ces travaux ne se manifestent finalement qu'à des échéances plus ou moins différées, et cela peut masquer l'origine exacte de nos échecs. Il semble que nos efforts aient davantage porté sur la solidité propre de l'ancrage et sa fixation dans la racine que sur le respect des structures dentaires porteuses dont l'intégrité reste pourtant la condition « sine qua non » du succès !

C'est sans doute pour cela que les métaux, en raison de leur bonne résistance en cisaillement, en flexion et en traction, connaissent encore un très large succès, malgré les risques de fractures radiculaires dues à leur module d'élasticité inadapté (jusqu'à dix fois plus élevé que celui de la dentine radicaire !) et aux risques de corrosion.

Ils sont utilisés sous la forme de :

- Reconstitution anatomique coulée (inlay core),
- Tenons vissés et scellés enrobés de résine ou d'amalgame,
- Tenons posés enrobés de résine et scellés.

L'ensemble de ces reconstitutions présente différents inconvénients à des degrés divers : corrosion, interfaces perfectibles, joint dento-prothétique, qualité du matériau de reconstitution, interface métal/composite, maintien de l'étanchéité apicale, difficultés pour une réintervention canalaire, coût, etc... Mais il en est un majeur, qu'elles ont toutes en commun, c'est de tirer leur efficacité de la racine réceptrice à laquelle elles demandent de faire l'effort de rétention, et de lui faire supporter la quasi-totalité des contraintes liées à l'installation de la prothèse.

Les reconstitutions anatomiques en résines composites à bas module d'élasticité marquèrent un changement déterminant dans la conception des reconstitutions corono-radicales. En France, l'accent est mis sur le rapport fondamental qui doit exister entre les propriétés mécaniques du matériau de reconstitution et en particulier le module d'élasticité, et celles de la racine résiduelle dans la transmission des contraintes. (R. BUGUGNANI Entretien de Bichat 1982). Cet auteur conscient de la faiblesse en cisaillement du matériau de reconstitution, eut l'idée d'inclure dans sa masse une âme métallique pour retrouver les valeurs nécessaires en cisaillement à la reconstitution prothétique.



Cette manifestation précise correspondait à un mouvement de fond assez vague, mal défini, mais dans lequel a posteriori, nous retrouvons une même aspiration : *trouver un matériau nouveau qui se rapproche en caractéristiques du tissu à remplacer.*

C'est d'abord, l'idée d'inclusion de fibres de carbone dans une matrice organique, présentée par Woo en 1974.

En France, dès 1983, les composites à base de fibres de carbone H P apparaissent en odontostomatologie avec l'implant ODS® en carbone/carbone du Dr. Ph. LONCA. Cet implant propose, en plus d'une grande biocompatibilité, un matériau de support prothétique dont les caractéristiques mécaniques seraient le plus voisines possibles de celles de la substance osseuse, afin de mieux amortir les contraintes engendrées par la suprastructure prothétique.

En 1984, le Dr R. BUGUGNANI insiste à nouveau sur la nécessité d'utiliser des matériaux «de caractéristiques physico-mécaniques semblables à celles de la substance dentaire qu'ils prétendent remplacer» pour les reconstitutions coronaires.

À Grenoble la société RTD mène des recherches sur les tenons plastiques et commercialise en 1985 un tenon précurseur de l'actuel Compositopost, renforcé par des fibres de carbone dans le but d'épargner la dentine tout en augmentant ses propriétés mécaniques. Cependant les propriétés en cisaillement de ce tenon restaient trop faibles alors pour répondre à toutes les contraintes prothétiques.

En 1987 l'école lyonnaise s'attaque à la corrosion endo-buccale et propose la réalisation de prothèses fixées réalisées en résine avec inclusion de fibres de carbone pour en augmenter les valeurs mécaniques.

Présenté à la même époque, un nouveau matériau composite l'Aristée, destiné aux reconstitutions unitaires fixées usinées par CFAO, inclus dans la masse même du matériau, par son architecture interne de



Fig. 1 : L'orientation des structures dentaires, prismes de l'émail et travées dentinaires intercanaliculaires, semblent orientées dans la direction des contraintes possibles durant les contacts dento-dentaires.

fibres de verre continues et orientées, des valeurs mécaniques proches de celles de la substance prévue tout en lui restituant ses propriétés optiques.

Il ne sera sans doute pas prouvé scientifiquement, et d'ici longtemps, que telle ou telle structure dentaire est en relation directe avec les contraintes occlusales individuelles qu'elle doit amortir, ou plus simplement qu'elle reçoit. Nous ne pouvons pas cependant rester sans réaction devant l'orientation des prismes de l'émail, des canalicules dentinaires coronaires et radiculaires et des travées dentinaires intercanaliculaires... Ces éléments, globalement orientés de façon radiale, semblent se rejoindre sur une ligne qui suivrait grossièrement le trajet des canaux radiculaires. Dans les zones de fortes contraintes, (pointes de cuspidés), ces mêmes éléments sont franchement perpendiculaires à la surface de la dent et semblent prêts à répondre à tou-

tes directions possibles de contraintes (fig. 1).

Dans le contexte de la reconstitution corono-radiculaire, ces structures hétérogènes orientées, ou plutôt ce qu'il en reste, vont supporter des contraintes nouvelles amplifiées par nos inclusions prothétiques, et il est évidemment logique de définir en un premier temps leurs directions dans une dent saine, en un second temps l'effet produit par une inclusion prothétique sur leur valeur et leur orientation, et en un troisième temps, de concevoir une reconstitution corono-radiculaire telle que les contraintes qu'elle va transmettre aux structures dentaires résiduelles coïncident en intensité et en direction avec celles de la dent saine (fig. 2).

L'idéal serait de réaliser une reconstitution radiculaire:

- de forme identique au volume perdu ;
- douée des mêmes propriétés mécani-

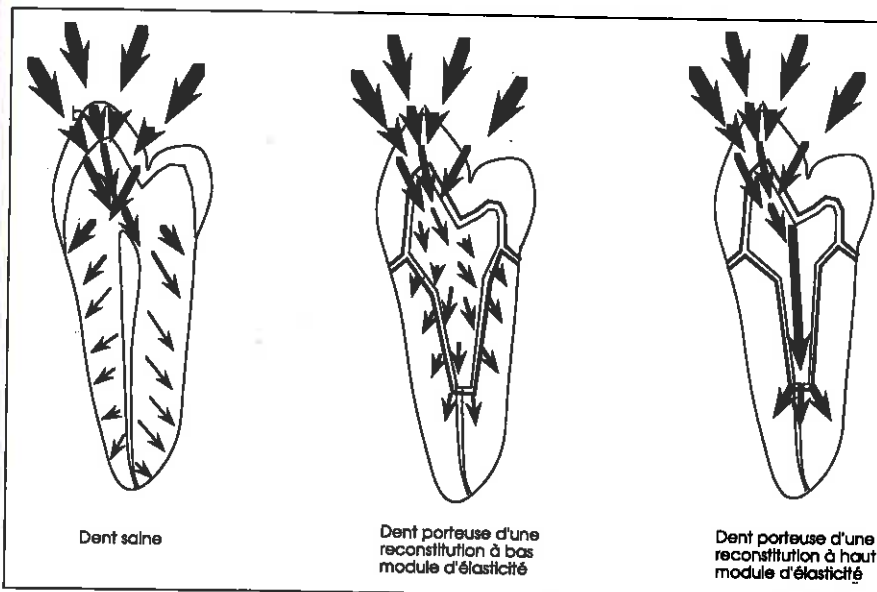


Fig. 2 : Dans le cas d'une reconstitution à bas module d'élasticité, les contraintes sont également réparties et de directions proches de celles qui se développent dans une dent saine. Au contraire dans le cas d'une reconstitution à module élevé, les forces sont concentrées dans les zones de forte flexion.

ques que la dentine, avec des valeurs supérieures en cisaillement pour compenser les performances diminuées par la dépulpa-tion ;

— suffisamment liée avec la dentine radicaire pour que les sollicitations ne viennent pas désolidariser les éléments.

Cet objectif tient évidemment du rêve plus que des réalités, mais il devra toujours nous rester présent à l'esprit avant de concevoir, puis valider, tel matériau ou tel processus de restauration. Ce cahier des charges sera la synthèse des conclusions d'une longue période de réflexion sur les exigences mécaniques et physiologiques de la racine dentaire et sur les réalités cliniques liées à sa reconstruction.

Cahier des charges

L'énoncé complet et la discussion de ce cahier des charges feront l'objet d'une communication ultérieure, car le sujet est vaste, il touche à des disciplines aussi variées que précises, et mérite un exposé particulier. Nous dirons seulement que ses deux principes fondamentaux sont :

Solliciter le moins possible les structures dentaires.

Assurer les exigences prothétiques.

Nous rapprocherons ensuite les conclusions de chacune de ces deux réflexions. De cette confrontation naîtra un concept d'ancrage, et le ou les bio-matériaux qui vont y participer, ainsi que le protocole de mise en oeuvre.

L'objectif à atteindre est d'obtenir en phase terminale, avec la racine, un ensemble monolithique durable dont le comportement mécanique sera tel que les contraintes occlusales se répartiront dans le volume corono-radicaire restauré de la même manière que dans une dent saine.

Solliciter le moins possible les structures dentaires.

C'est une simple question de bon sens que de préserver, avant toutes choses, les tissus sains restants dans lesquels nous allons ancrer nos espoirs !! Sans rentrer dans le moindre développement, nous poserons ces exigences comme primordiales :

— le matériau de reconstitution sera tel que les contraintes seront transmises dans ces zones précises de la racine restante avec les mêmes forces et les mêmes directions que dans une dent saine,

— la forme de la cavité endo-canaire sera la plus homothétique possible du volume radicaire,

— le mode de forage sera très rationalisé afin de ne pas détruire la qualité des tissus restants d'une part et de respecter les cotes annoncées d'autre part,

— les interfaces entre les éléments seront performantes,

— le maintien de l'étanchéité apicale sera assuré de façon permanente, et les réinterventions canales toujours possibles.

Il ne faut pas oublier qu'une reconstitution corono-radicaire est aussi une obturation, que la principale qualité d'une obturation est d'être étanche aux éléments qui pourraient détruire ce qu'elle cherche à protéger. Cette nécessité nous oblige à utiliser, pour la réalisation du tenon endo-canaire, un matériau de qualité prouvée et constante, parfaitement stabilisé, biocompatible, donc fabriqué industriellement pour offrir toute les garanties de l'étanchéité de la zone apicale. Nous devons, pour ce motif, rejeter de cette zone tout matériau n'offrant pas les garanties suffisantes de polymérisation et de stabilité, telles les résines chargées (composites) mises en oeuvre extemporanément.

— **Assurer les exigences prothétiques**

— La forme du logement endoradicaire assurera une bonne rétention de la reconstitution.

— Le matériau devra présenter des valeurs élevées en cisaillement, de manière que le tenon radicaire seul soit aussi efficace que la dent originelle prise en totalité. Ceci nous impose une valeur d'au moins 150 MPa en cisaillement et de bonnes valeurs en traction : 400 à 500 MPa, car, lors des sollicitations latérales de l'occlusion, l'ancrage radicaire proprement dit sera soumis à des contraintes



conjuguées de traction-cisaillement. Les valeurs en compression seront comprises entre 280 et 400 MPa. Malgré cela, le module devra rester dans la fourchette fixée de 18 à 90 GPa.

— Le maximum de dentine sera conservé afin de réaliser l'interface la plus étendue possible avec l'intrados de la couronne.

— Enfin, si la reconstitution corono-radicaire est réalisée à partir de deux ou plusieurs éléments, ceux-ci devront avoir des propriétés mécaniques très voisines et réaliser entre eux des liaisons mécaniques et chimiques solides et stables dans l'environnement buccal, afin qu'après leur mise en oeuvre ils forment un ensemble monolithique très homogène.

Il est évident que ces deux objectifs fondamentaux s'opposent dans beaucoup de domaines et c'est sans doute la vraie difficulté de la reconstitution corono-radicaire. Il n'est pas douteux que le concept qui saura le mieux harmoniser ces exigences souvent contradictoires se rapprochera le plus du but recherché.

Mais nous voyons déjà que :

— tout modelage par méthodes indirectes, en raison des contraintes de l'empreinte elle-même, de la réalisation des répliques ensuite, puis des coulées ou modelages ultérieurs, s'oppose à la conservation maximum de la dentine. D'autre part, les erreurs incompressibles liées à ces différentes opérations intermédiaires, rendent la réalisation de bonnes interfaces incertaine, voire obligatoirement incorrecte,

— l'interface entre le matériau et la dentine réceptrice sera d'autant plus juste qu'elle sera réalisée par méthode directe, — le matériau de reconstitution doit posséder des propriétés mécaniques identiques, ou tout au moins proches de celles du tissu dentaire receveur.

Notre propos d'aujourd'hui est la présentation d'un nouveau concept de restauration corono-radicaire dont la vocation de base est de retrouver les valeurs de la dentine tout en assurant un support pro-

thétique de qualité : **LE CONCEPT COM-
POSIPOST.**

LES DIFFERENTS ELEMENTS DU CONCEPT

Toutes ces exigences mécaniques et biologiques de l'ancrage, ses besoins d'adaptation individuelle, nous ont amenés à le concevoir sous la forme d'un ensemble à deux composants intimement liés :

— Le tenon cylindrique à étages **RTD®**, **Composipost**, matériau, composite Epoxy / Carbone H P (hautes performances), dont la forme, la structure programmée, sont entièrement mises en oeuvre industriellement pour cette application clinique. *Il est l'âme mécanique de l'ancrage et le support des valeurs.*

— Le matériau de reconstitution coronnaire, **Silipost** est un composite Polyuréthane acrylique / Silice. *Il permet l'adaptation à la morphologie individuelle, et c'est lui qui va absorber en premier les contraintes avant de les transmettre à la dentine et surtout au tenon.*

— Un élément de collage le **Boston Post®** pour assurer ou augmenter la valeur de liaison entre les trois éléments du système : Dentine / Tenon / Silipost.F. **Nous insisterons beaucoup tout au long de l'exposé, sur la rigueur qui doit présider à la réalisation du concept.**

Le tenon à étages Composipost®

Forme

Tout le monde est bien d'accord pour affirmer que la meilleure de toutes les formes est celle qui épargnera le plus de dentine saine et qui sera anatomiquement la mieux adaptée au cas traité. Le tenon du concept Composipost a deux rôles. Bien sûr il est le support prothétique, mais il est aussi un matériau d'obturation canalinaire et, pour ces raisons, il sera fabriqué industriellement, seule méthode pour garantir une constance dans la stabilité du

produit, la présence des valeurs mécaniques, et le bon maintien de l'obturation apicale. La forme du tenon, avec sa double rétention cylindrique, ses deux étages coniques de stabilisation, et sa pénétration canalinaire pratiquement libre en longueur, permet, en jouant sur les différents diamètres fournis (1,4 — 1,7 et 2,1 mm), de réaliser dans presque tous les cas des logements endocanalaire de forme grossièrement homothétique à celle de la racine réceptrice.

Les étages cylindriques assurent la rétention de l'ancrage dans la racine ; les assises coniques, tout en diffusant les contraintes dans des orientations peu traumatisantes pour la structure radicaire, stabilisent l'ensemble et permettent au joint de collage des parties cylindriques de ne pas travailler en cisaillement, ce qui nous garantit une longévité très accrue dans le temps de la liaison tenon / dentine radicaire (Fig. 3 et 4).

Composition

Le tenon est réalisé dans un matériau très utilisé depuis longtemps dans d'autres disciplines puisqu'il s'agit d'un composite organo/minéral carbone/epoxy, dont les propriétés mécaniques nous ont semblé convenir le mieux à sa réalisation. Nous avons testé d'autres fibres, Kevlar, verre H, etc... Mais il s'est très vite avéré que les fibres de carbone, à la condition qu'elles aient été équitendues avant l'injection de la matrice, et qu'elles soient continues, restaient celles qui donnaient les meilleures performances au tenon. Ce matériau est composé, comme tout matériau composite digne de ce nom, d'un renfort, d'une matrice, et d'une interface :

Le renfort est en fibres continues de carbone H P de 8 μ de diamètre, équitendues et à disposition longitudinale unidirectionnelle dans l'axe du tenon (l'architecture interne représente 64% du poids total).

La matrice est une résine époxy. C'est le matériau de soutien du renfort (la matrice représente les 36% restants).

L'interface lie spécifiquement la matrice époxy au renfort, donc aux fibres de carbone équitendues, dont la très forte

FORMATION CONTINUE

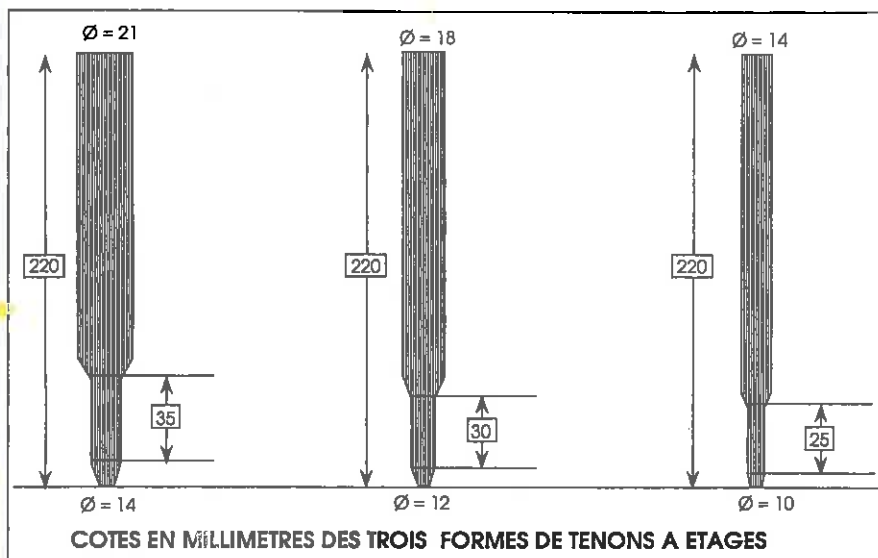


Fig. 3 : Les trois formes du tenon à étages Composipost

compatibilité avec la résine époxy assure la parfaite cohésion du matériau. L'interface est l'élément de liaison qui fera que les contraintes appliquées sur la matrice seront transmises au renfort et réciproquement.

Structure :

La structure interne du tenon, c'est-à-dire l'architecture du renfort, présente un intérêt considérable car c'est sa forme et son orientation qui vont répondre aux contraintes reçues puis les rediffuser dans les structures dentaires selon les meilleures directions. La disposition des fibres longues et continues est longitudinale et unidirectionnelle. Ces fibres continues sont équitendues avant l'injection de la matrice, pour augmenter les valeurs mécaniques du matériau (Fig. 5, 6 et 7). Cette structure est celle qui va le mieux moduler, selon les directions, les contraintes qui vont s'exercer sur le tenon. Bien sûr, la mise en œuvre d'une telle structure nécessite un équipement industriel de haute technologie pour la disposition spatiale, la tension des fibres du renfort, pour les différents traitements de surfaces des composants, pour l'injection de la matrice, et la polymérisation de l'ensemble. De plus, des matières premiè-

res aussi délicates que les fibres de carbone exigent des équipements spécialisés à atmosphère contrôlée pour leur stockage, leur conservation et leur contrôle de qualité.

Valeurs mécaniques :

- Cisaillement : Le taux de fibres très élevé (64 % en poids), donne au tenon des valeurs en cisaillement exceptionnellement élevées, (170 MPa), qui nous mettent à l'abri de fractures dans des conditions physiologiques normales.
- Compression : sa résistance, en compression de 440 MPa, le situe légèrement au-dessus des structures dentaires associées.
- Module d'élasticité : l'anisotropie de comportement mécanique du matériau nous a permis de reproduire avec beaucoup de similitude le décrément du module d'élasticité de la dentine coronaire à la dentine radiculaire, soit de 80 GPa à 18 GPa, lors des interférences occlusales. S'agissant d'un matériau anisotrope, le module d'élasticité en traction compres-



Fig. 4 : Les trois tenons et leurs forêts spécifiques.



Fig. 5 : Coupe polie du tenon examinée à la binoculaire. On peut observer la disposition longitudinale des fibres (θ_{μ}).

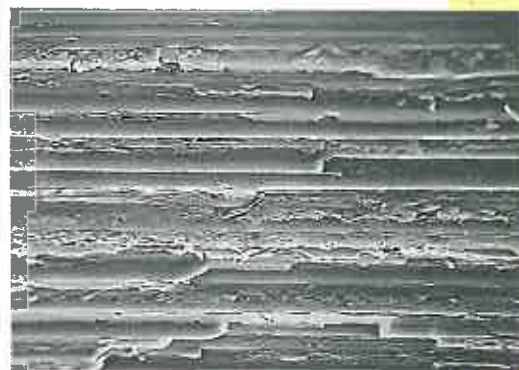


Fig. 6 : Etat de surface du tenon en zone cylindrique MEB (X491). On peut observer la disposition longitudinale des fibres et l'état de surface après décolletage.

FORMATION CONTINUE

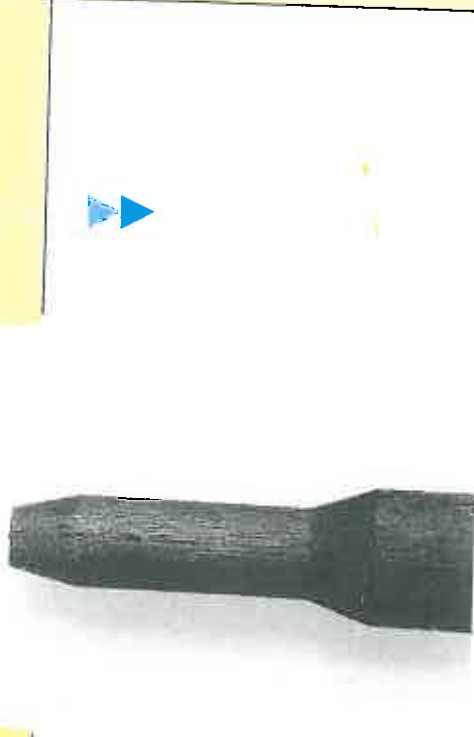


Fig. 7a : Forme et état de surface du tenon au niveau des deux étapes de stabilisation.

sion est variable suivant l'angle d'application de l'effort par rapport à l'axe des fibres. Cette propriété fondamentale du concept est considérable car c'est elle qui va moduler les effets des contraintes et nous permettra d'augmenter sans danger la surface de l'interface tenon/dentine.

Si la contrainte est perpendiculaire aux fibres, le module est de 8 GPa.

Si la contrainte fait un angle de 20° par rapport à cet axe, le module est de 34 GPa.

C'est le cas le plus fréquent lors des contraintes élevées de la mastication, celles qui provoquent fissures et fractures, à l'instant où l'on broie les aliments avant le retour en occlusion centrée. A ce moment, le module a une valeur moyenne de 21 GPa ce qui le met très proche du module de la dentine radiculaire (18 GPa) (Fig. 7).

On peut affirmer que les conditions idéales pour une absorption maximum des chocs et une bonne diffusion des contraintes résiduelles sont réunies. Les propriétés mécaniques spécifiques des matériaux à anisotropie programmée feront l'objet d'une communication ultérieure, car elle trouve des applications

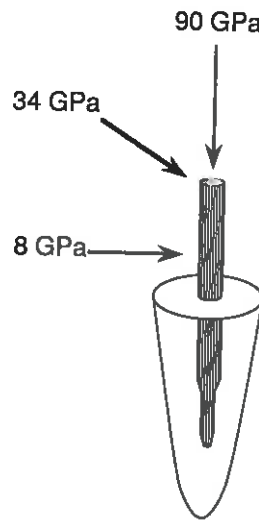


Fig. 7b : Représentation schématique des variations du module d'élasticité selon l'orientation des contraintes.

EFFETS D'UNE STRUCTURE ANISOTROPE SUR LES VALEURS DU MODULE D'ELASTICITE :

DANS L'AXE DES FIBRES LE MODULE D'ELASTICITE EST PROCHE DE CELUI DE LA DENTINE CORONAIRE 90 GPa POUR 80 GPa.

SI LA CONTRAINTE FAIT UN ANGLE DE 20° AVEC LA PERPENDICULAIRE A L'AXE DES FIBRES, IL N'EST PLUS QUE DE 34 GPa.

SI LA CONTRAINTE FAIT UN ANGLE DE 0° AVEC LA PERPENDICULAIRE A L'AXE DES FIBRES, IL TOMBE A 8 GPa.

DANS LE CAS D'UN TENON METALLIQUE LE MODULE D'ELASTICITE, GENERALEMENT 10 FOIS PLUS ELEVE QUE LA DENTINE, RESTERA PRATIQUEMENT IDENTIQUE QUELQUE SOIT L'INCIDENCE DE L'EFFORT AVEC L'AXE DU TENON.

cliniques considérables dans notre spécialité.

Radio-opacité et réinterventions canalaires

Le matériau du tenon n'est pas radio-opaque. Sa présence est décelée par une différence de contraste entre la racine et la zone de forage. Si le produit de scellement était radio-opaque, le pourtour du tenon serait surligné sur la radio par une ligne blanche. C'est le cas lorsque le tenon a été scellé au verre ionomère de scellement. Cette propriété peut être perçue de deux manières. Favorablement par les radiologues. Parmi nous, certains y voient un inconvénient, d'autres se posent la question de savoir si cette transparence n'offre pas la possibilité de mieux examiner la structure dentaire résiduelle, qui, jusqu'à présent, nous était toujours masquée. Elle nous permet, par exemple, de déceler la présence d'autres corps radio-opaques (résidus de pâte d'obturation canalair ou amalgame) (Fig. 8).

La réintervention canalair est une éventualité que nous devons raisonnablement admettre. La structure du tenon (fibres longitudinales dans l'axe du tenon) per-

met toutes les réinterventions canalaires, sans la moindre difficulté. Il suffit d'engager un foret de diamètre inférieur dans l'axe du tenon. L'orientation et la disposition des fibres guident le forage et le tenon sera détruit en quelques minutes sans qu'il y ait eu atteinte de la dentine péricanalair pour autant.

Le matériau de reconstitution coronaire Siliipost

Il fallait un élément de jonction entre le tenon et les parois de dentine saine restantes pour terminer la reconstruction de la perte de substance. Nous ne développerons pas ici le cahier des charges complet de ce matériau, nous décrivons seulement ses spécificités essentielles exigées par ces trois objectifs fondamentaux :

- assurer l'amorti,
- assurer des interfaces solides,
- être mécaniquement suffisant.

Composition

Ce matériau est une résine polyuréthane-acrylique autopolymérisante chargée de fibres de verre courtes ensimées (ayant subi un traitement de surface spé-

FORMATION CONTINUE



Fig. 8 : Radiographie de tenons Composipost scellés au verre ionomère.

cifique pour les lier solidement à la matrice polyuréthane acrylique), de 200 μ de longueur et de 9 μ de diamètre (60% en poids et 70 à 80% en volume). Ces fibres courtes sont disposées de façon aléatoire dans la masse du matériau. Le mélange des composants est réalisé sous vide, mais il s'agit d'une résine composite préparée par l'opérateur, et, comme tous les matériaux de ce type aujourd'hui, ses propriétés de cohésion, absorption d'eau, et stabilité restent inférieures à celles des matériaux fabriqués industriellement comme le tenon.

Propriétés

Ses propriétés mécaniques ont été définies en priorité pour permettre l'amorti, et une liaison durable entre le tenon et la dentine. Son module d'élasticité très bas (3,7 + ou - 0,3 GPa) lui confère des propriétés de résilience qui en font un amortisseur primaire de contraintes lors des premiers chocs dento-dentaires. Cette propriété a été très clairement mise en évidence lors des tests mécaniques en compression et en flexion où l'on a vu les éprouvettes dépasser la limite de rupture

sans modification apparente du volume extérieur dans 30% des cas. Sa résistance à la compression est proche de la dentine coronaire (220 + ou - 20 MPa).

Le coefficient d'absorption d'eau est de 0,3%. Le temps de prise est situé entre 3 et 4 minutes.

Il est chimiquement compatible avec le carbone/epoxy, ce qui lui permet d'établir des interfaces solides consolidées par les microrugosités de surface du tenon qui ajoutent des effets de microclavetage à la liaison chimique. Nous verrons plus loin dans le chapitre des interfaces que son adhérence avec la dentine est considérablement augmentée par l'utilisation du Boston post.

Sa teinte a été choisie pour donner, par diffusion au travers des matériaux translucides, une coloration proche du B de VITA.

L'élément de liaison : le Boston post®

Les deux éléments précédents (le sili-post, le composipost), avec la racine dentaire restante, doivent constituer un

ensemble très homogène. Il est nécessaire de trouver une substance qui puisse à la fois se lier aux trois surfaces. En raison de la nécessité absolue pour le produit de liaison de pénétrer dans des anfractuosités ou pertuis inférieurs à 5 μ lors de la réalisation des interfaces, nous avons choisi une résine Bis-GMA de collage non chargée, de basse viscosité : le Boston post.

Nous avons vérifié que, pour être efficace, une résine de collage chargée autopolymérisante, tant pour se lier à un polymère totalement stabilisé que pour pénétrer les canalicules dentinaires, exigeait le mouillage préalable des surfaces par une résine de collage autopolymérisante de basse viscosité. Même dans ces conditions, sa pénétration dans les canalicules dentinaires n'excèdera guère plus de 10 μ , et sa polymérisation à ce niveau reste très problématique en raison de la qualité précaire du mélange des composants pâteux, malaxés manuellement en un temps limité et sans contrôle.

Par contre le mélange de deux phases de basse viscosité, presque liquides, et de couleurs différentes comme le Boston post, reste aisé, plus sûr, et sa pénétration dans les canalicules dentinaires et les microporosités de surface d'autant plus évidente. La bonne polymérisation, dans ces zones, de microdoses de mélange sera mieux contrôlée, car elle dépend essentiellement de la qualité de ce mélange et de la préparation des surfaces.

Dans les interfaces Tenon dentine/Sili-post, d'épaisseur constante et faible (30 μ), cette résine voit ses qualités intrinsèques totalement potentialisées. Nous reviendrons longuement sur ces questions fondamentales pour la réussite de la pérennité de la reconstitution.

Les éléments du concept sont réunis dans une trousse (Fig. 9).

FORMATION CONTINUE

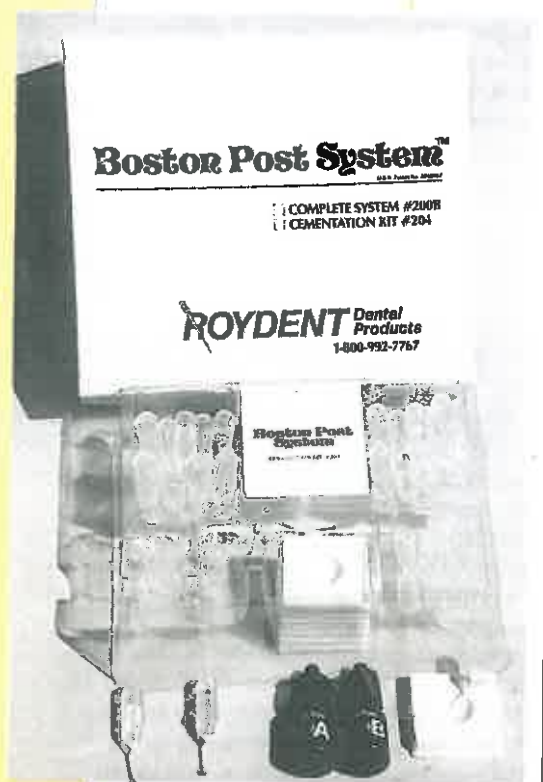


Fig. 9 : La trousse composipost et le Boston post.

LES INTERFACES :

La qualité d'une interface sera d'autant plus élevée que les propriétés mécaniques des matériaux en présence seront voisines, et que l'élément de liaison — s'il est nécessaire — assurera une liaison adaptée à chacun d'entre eux. Avant donc de parler d'interface entre deux matériaux, commençons par préciser :

- leurs propriétés mécaniques,
- les caractéristiques de leurs surfaces en présence, et
- les dimensions et la constance de l'interface qui les sépare.

Propriétés mécaniques

Ne perdons jamais de vue que l'objectif à atteindre dans toute reconstitution fixée,

est de reconstruire une dent détruite, et qu'à ce titre, nous devons soumettre le choix des matériaux à une fourchette d'exigences rigoureuses.

Pour les contraintes subies par l'interface, c'est essentiellement le module d'élasticité des deux matériaux en présence qui importe en premier. Viennent ensuite les autres propriétés : flexion, cisaillement, compression et traction.

Les surfaces en présence

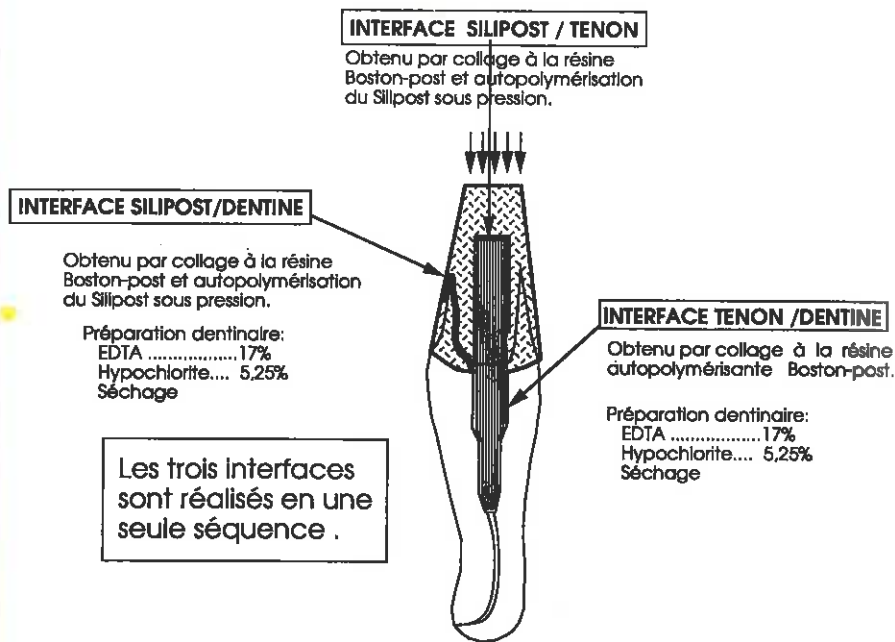
Après les propriétés mécaniques des deux corps, la topographie des deux surfaces en présence, leur étendue (nous verrons plus loin leur espacement), vont intervenir directement dans la mise en œuvre de l'interface. Enonçons sans les développer quelques principes de base : *plus les surfaces de deux objets donnés seront importantes et de même étendue, plus les topographies de ces deux surfaces seront semblables, plus l'interface sera solide.*

Quelles sont les surfaces en présence (Fig. 10)

La dentine

Des quatre éléments qui participent à la réalisation du concept (le Composipost, le Silipost, le Boston-post et la racine), la dentine est le seul matériau qui nous est réellement imposé, et c'est en fonction de son état de surface que nous définirons les trois autres. Après la préparation, cette surface se présente comme un étendue sur laquelle on peut observer de fines stries de 20 à 30 μ provenant des outils de fraisage. Elle est parsemée d'orifices circulaires plus ou moins obstrués, d'un diamètre d'environ 15 μ et de diamètre presque constant (5 μ) : les terminaisons de canalicules dentinaires. Dans la zone radiculaire, en raison du type d'usinage adopté (foret hélicoïdal en carbure) la surface dentinaire présentera des accidents plus faibles 10 μ environ. L'autre surface qui lui sera apposée est celle d

FORMATION CONTINUE



TECHNIQUES DE MISE EN OEUVRE DES INTERFACES DANS LE CONCEPT COMPOSIPOST

Fig. 10: Trois interfaces interviennent dans la réalisation du concept.

tenon Composipost. Après le nettoyage mécanique, la seule intervention autorisée sur la surface dentinaire est de rendre

perméables ses canalicules par un traitement chimique approprié (E D T A 17% agent chélatant, immédiatement suivi de

NaOCL à 5,25% solvant organique + séchage). L'E D T A détruira la dentine péricanalaire à l'orifice de ces canalicules et attaquera également en surface la partie minérale de la dentine intercanalaire. Cette opération est absolument nécessaire. Elle augmentera l'étendue de la surface dentinaire en lui ajoutant la surface développée de l'entrée des canalicules que la résine Boston post pourra investir en raison de sa grande fluidité. Sachant que nous travaillons toujours sur dents dépulpées, ce traitement de surface reste toujours possible, et il sera pratiqué systématiquement. En plus de la valeur de la surface nous créons d'innombrables micro-clavetages dont l'efficacité nous est familière (Fig. 11 a et b).

Le tenon après le décolletage, présente une surface sur laquelle sont également répartis des accidents qui n'excèdent jamais 10 à 20 μ , mais dont la présence est constante. Ils sont dus, au niveau des étages de stabilisation, à la section oblique (30°) des fibres de carbones par l'usinage, et sur les parties cylindriques, par des sillons entre les fibres restées très solidement fixées à la matrice époxy, créant ainsi des anfractuosités. Nous

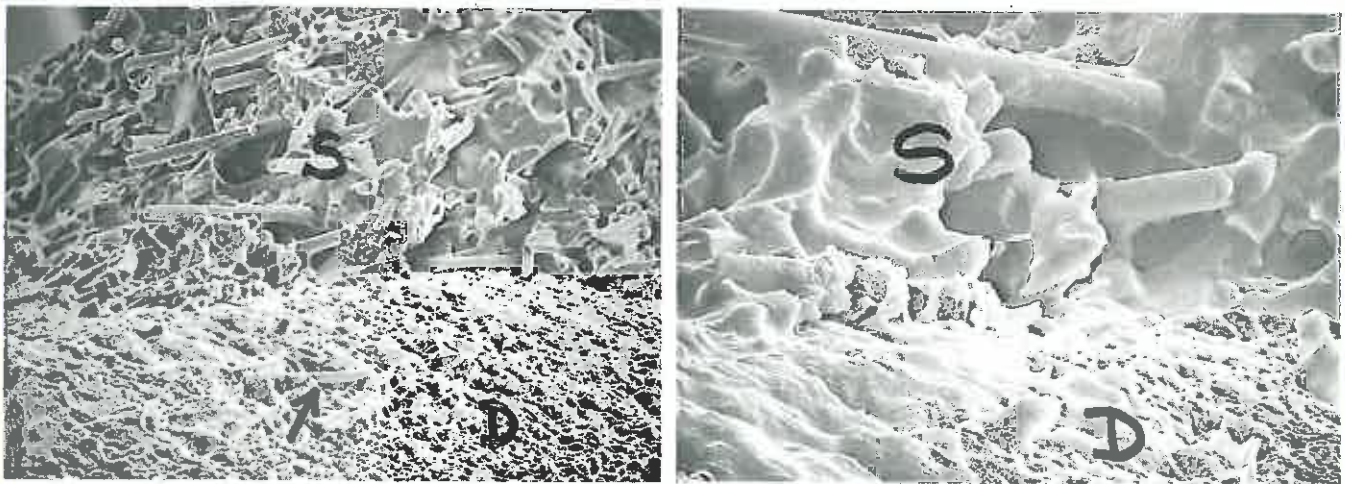


Fig. 11a et b: Fractographies dentine / SiliPost examinées au MEB a-133X et b-402X. Il faut remarquer la fracture cohésive qui atteste de la parfaite adhérence entre les deux surfaces: la flèche F indique des parties de SiliPost S qui sont restées fixées sur la dentine D. On peut également observer la disposition aléatoire des fibres de verre courtes du SiliPost (200 μ).

FORMATION CONTINUE



n'avons pas jugé nécessaire de modifier cet état de surface qui s'adapte parfaitement à sa réplique dentinaire (Fig. 12 a et b).

Le Silipost étant fabriqué extemporanément et par-là même plastique, va naturellement investir à l'aide d'un liant, le Boston-post, les anfractuosités des surfaces. Dans ce cas le matériau s'adaptant lui-même à sa réplique, il y aura forcément identité entre les deux surfaces en présence.

Les dimensions de l'interface

Dans le concept de restauration Compositopost, trois interfaces sont à prendre en compte :

- l'interface tenon/dentine dans la zone de forage endocanalaire,
- l'interface tenon/Silipost dans la zone camérale,
- l'interface dentine/Silipost dans la zone camérale.

Interface tenon/dentine

Elle se situe dans la zone de forage endocanalaire, est difficile d'accès et mérite un soin tout particulier en raison de

sa situation stratégique qui en font un élément de rétention et d'obturation.

La valeur de l'interface est obtenue par forage normalisé qui crée un logement endocanalaire parfaitement homothétique au tenon avec un surdimensionnement de 30μ théoriques sur les parois verticales. On peut dire de l'espace ainsi créé, qu'il est constant et compris entre 30 et 40μ , aux accidents près de l'anatomie endocanalaire et des incidents de forage. Pour réaliser ce joint, nous avons choisi une résine Bis-Gma non chargée dont l'adhérence à la dentine et à la fibre de carbone a été vérifiée lors des tests mécaniques spécifiques et examen des fractographies au M.E.B. Ces examens ont parfaitement mis en évidence l'adhérence du tenon au Boston post, du Boston post à la dentine.

Interfaces tenon/Silipost et dentine/Silipost

Les deux interfaces tenon/Silipost et dentine/Silipost seront réalisées par méthode directe et la liaison entre les matériaux sera augmentée par interposition d'une résine autopolymérisante de collage très fluide, le Boston post, qui jouera à la fois le rôle d'agent mouillant et de collage, cependant que s'effectuera sous pres-

sion la polymérisation des différents matériaux : Silipost et Boston post. On peut dire que l'espace entre les deux surfaces en présence est proche du contact direct et que la valeur du hiatus est pratiquement nulle (Fig. 14).

Examiné au M.E.B., on ne peut que constater une pénétration parfaite de la résine de reconstitution Silipost dans les fibres de carbone, et cela confirme l'excellent comportement de cette interface à l'arrachement.

Différentes expérimentations ont été menées avec différents adhésifs, et différents protocoles pour tester l'interface la plus solide entre le Silipost et la dentine. Là encore, le meilleur résultat a été obtenu après préparation de la dentine à l'EDTA à 17% suivi de l'hypochlorite à 5,25%, et séchage suivi d'un dépôt sans excès de Boston post simultanément à la pose sous pression du mélange Silipost. Le coffrage de la préparation est absolument nécessaire pour réaliser une polymérisation sous pression qui est indispensable à la parfaite liaison entre les matériaux, augmente la pénétration du Boston post dans les canalicules et com-

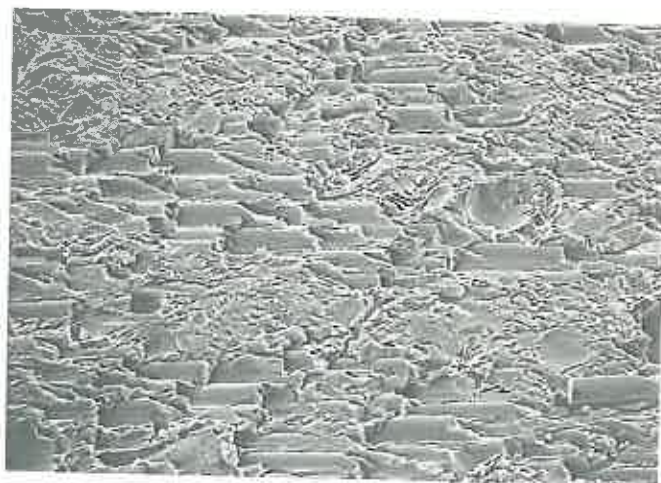
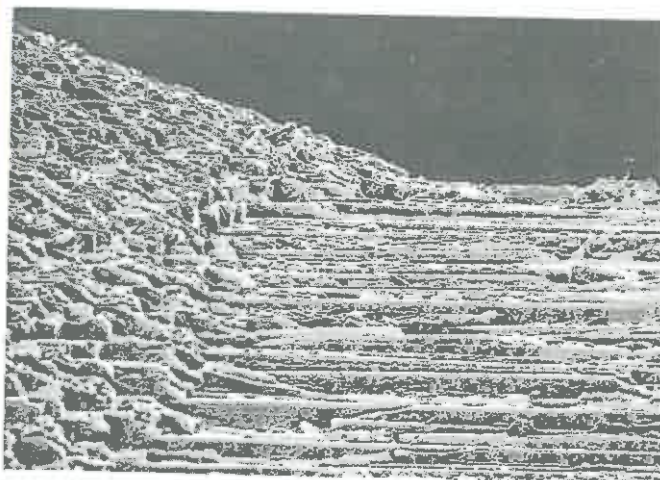


Fig. 12 a et b : Etat de surface du tenon
a) au niveau de l'étage de stabilisation supérieur et d'une zone cylindrique,
b) au niveau de l'étage inférieur en zone apicale (X 491).
Observer l'amplitude et la fréquence des accidents de la surface usinée. Cette topographie se prête tout particulièrement au collage avec la surface dentinaire après traitement à l'EDTA.

FORMATION CONTINUE

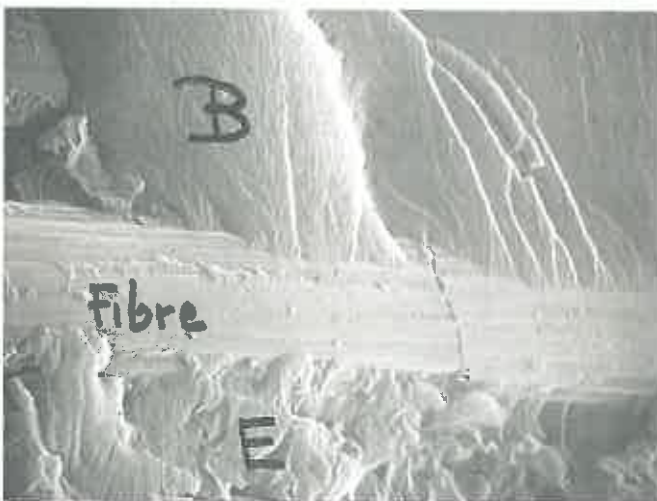
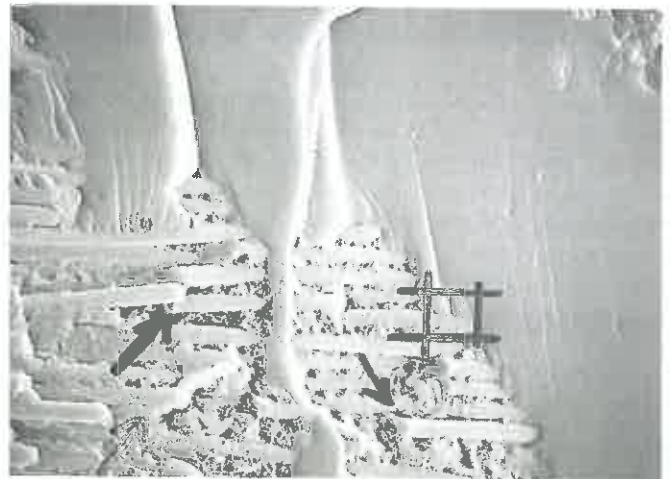
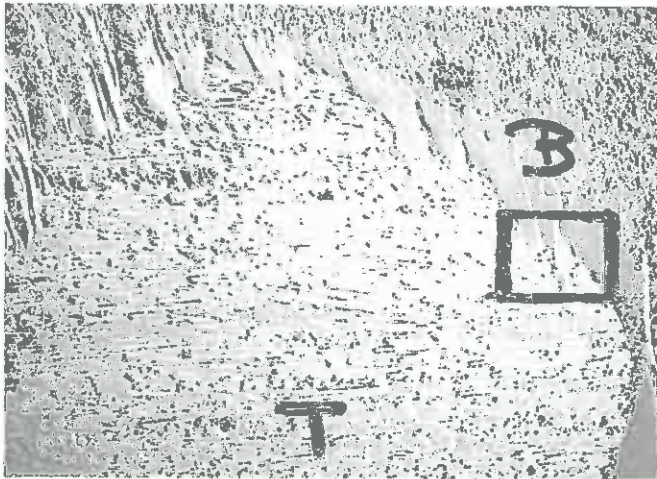


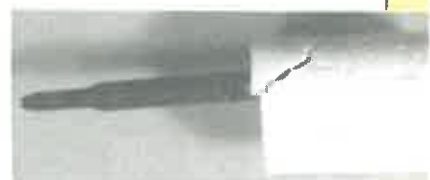
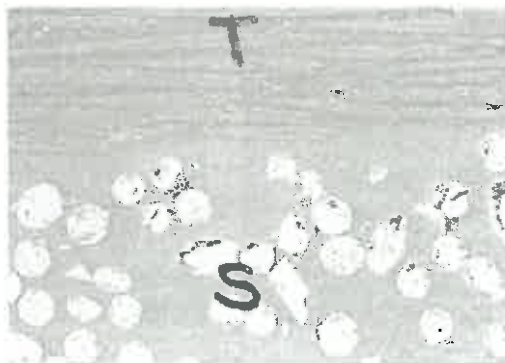
Fig. 13 a, b et c : Fractographies entre Boston post B et Tenon composé T
 a) 80 X On peut voir la surface pelée du Tenon T due à l'arrachement du Boston post B.
 b) 507 X Lors de la fracture, le Boston post très adhérent au tenon a disloqué sa structure de surface.
 c) 4.960 X Certaines fibres très adhérentes à la résine époxy autant qu'au tenon se sont brisées tout en restant très adhérentes aux deux résines.

Fig. 14
 a) Coupe polie de l'interface Tenon T / Sillipost S 425 X. Le contact entre le tenon et le sillipost est très intime, aucun hiatus n'est décelable à ce grandissement.
 b) Montre un échantillon test pour mesurer la valeur mécanique de l'attachement du tenon sur le sillipost en situation proche du contexte buccal. Au moment de l'arrachement du tenon, le Sillipost après s'être fissuré est resté adhérent au tenon. Il a fallu déployer des forces comprises entre 40 et 46 kg pour désolidariser le tenon de son enveloppe de sillipost.

pense les retraits inévitables de polymérisation.

Seule cette pénétration dans les canalicules dentinaires peut valider la qualité du joint Sillipost/dentine. Là encore, nous insistons sur l'importance de la préparation des surfaces dentinaires avant l'injection des deux mélanges Boston post-Sillipost, car, bien évidemment, sans un nettoyage parfait des surfaces, les canaux dentinaires resteront plus ou moins obstrués, la dentine recouverte d'une poussière de débris d'usinage, et le phénomène de microclavetage par pénétration n'aura pas lieu. ■

(à suivre)



◀ 14 a

14 b ▲