



Le concept Fiber Force CST



CV FLASH

Dr Bruno
CLUNET
COSTE

• Dr en chirurgie-dentaire



M. Damien
GARAMPON

• Laboratoire CeramCAD



Les solutions implantaires classiques permettent d'atténuer les souffrances psychologiques et physiques liées à l'édentation mais elles restent onéreuses. Il convient d'offrir aux patients une alternative fiable, sécurisée et à un coût modéré. Explication.





BEDROSSIAN E. : « Implant Treatment Planning for the Edentulous Patient, a graftless approach to immediate loading » - Ed. Mosby, 1st Edition, 16 Apr 2010. BABBUSH A, KUTSKO G, BROKLOFF J. : « The All-on-Four Immediate Function Treatment Concept With Nobel Active Implants: a Retrospective Study ». BROOKS A, R. CARR, STEWART R.-B. : « Full-Arch Implant Framework Casting Accuracy : preliminary In Vitro Observation for In Vivo Testing » ; Journal of Prosthodontics, Volume 2, Issue 1, pages 2-8, 8 Mar 2005. LAW C., BENNANI V., LYONS K., SWAIN M. : « Article first published online » ; 1 Nov. 2011 ; Journal of Prosthodontics, Vol. 21, Issue 3, pages 219-224, April 2012. ZARONE F, APICELLA A, NICOLAIS L, AVERSA R, SORRENTINO R. : « Mandibular flexure and stress build-up in mandibular full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants » ; Clinical Oral Implants Research, Volume 14, Issue 1, pages 103-114, Feb 2003. BYRNE D., HOUSTON F., CLEARY R., CLAFFEY N. : « The fit of cast and premachined implant abutments » ; Department of Restorative Dentistry and Periodontology, School of Dental Science, Trinity College, Dublin, Ireland. J. Prosthet Dent. ; 1998 Aug ; 80 (2) : 184-92. NATALI N., PIERO G., PAVAN, ANDREA L. : « Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis » ; Centre of Mechanics of Biological materials, University of Padova, Italy, Dental Materials, volume 22, Issue 4, April 2006, Pages 388-395. CHEN C., PAPASPYRADAKOS P., GUZE K., SINGH M., WEBER H., GALUCCI G. : « Effect of misfit of cement retained implant single crowns on crestal bone changes » ; International journal of prosthodontics, 2013 ; 26 : 135-137. DUPUIS V. : « La prothèse immédiate : une technique au service des patients » ; ADF, Quintessence Prothèse - 1999. TISCHLER M., GANZ, PATCH C. : « An Ideal Full-Arch Tooth Replacement Option : CAD / CAM Zirconia Screw-Retained Implant Bridge » ; Dent today, Thursday, 09 May 2013. NARVA K.-K., LASSILA L.-V., VALLITTU P.-K. : « Fatigue resistance and stiffness of glass fiber-reinforced urethane dimethacrylate composite » ; Prosthet Dent. 2004 Feb ; 91 (2) : 158-63. BONNENFANT L., MANEUF B. : « Ingénieur matériau, Bio Composants Médicaux, Matériaux composites » ; édition Hermes. NARVA K.-K., LASSILA L.-V., VALLITTU P.-K. : « Fatigue resistance and stiffness of glass fiber-reinforced urethane dimethacrylate composite » ; J Prosthet Dent. 2004 ; 91 (2) : 158-63. K. EKSTRAND K., RUYTER I.-E., ØYS H. : « Adhesion to titanium of methacrylate-based polymer materials » ; Niom, Scandinavian Institute of Dental Materials, Forskningsveien 1, 0371 Oslo 3, Norway.

Le concept Cable Stayed Technology (CST), est un bridge fibro-résineux implanto-porté de très haute résistance et d'une passivité absolue au plan de son effet mécanique sur les implants et leur accastillage (adaptation sans aucune tension), ainsi que de son interférence avec le libre jeu des pièces osseuses mandibulaires ou maxillaires ; (Fig.1). On fabrique par des moyens simples une structure autoporteuse dont la stabilité est assurée par la seule rigidité de sa forme.

Fig.1 : Le concept CST est un bridge fibro-résineux implanto-porté de haute résistance et d'une passivité absolue au plan de son effet mécanique sur les implants et leur accastillage, ainsi que de son interférence avec le libre jeu des pièces osseuses mandibulaires ou maxillaires.



Les prothèses métallo-résineuses autorisent une absence de concordance entre les sites d'émergence des implants et les futures dents prothétiques.

Une structure fibrée architecturée tridimensionnelle est constituée en utilisant des tresses de fibres de verre photopolymérisables, solidement verrouillées sur les piliers implantaires ; (Fig.2). La structure est enrobée par injection

avec une résine méthacrylate.

PROTHÈSES MONOBLOC MÉTALLO-RÉSINEUSES

Ces prothèses sont transvissées sur quatre ou cinq à six implants et réparties dans les



Fig.2

Fig.2 : Une structure fibrée architecturée tridimensionnelle est constituée en utilisant des tresses de fibres de verre photopolymérisables, solidement verrouillées sur les piliers implantaires.

Fig.3 : Ces prothèses sont transvissées sur quatre ou cinq à six implants, et réparties dans les zones symphysaires ou maxillaires antérieures (en avant des sinus) et permettent de simplifier les protocoles opératoires.

Les études convergent pour dire qu'une passivité absolue de la prothèse sur les têtes implantaires est indispensable à l'obtention de résultats à long terme.

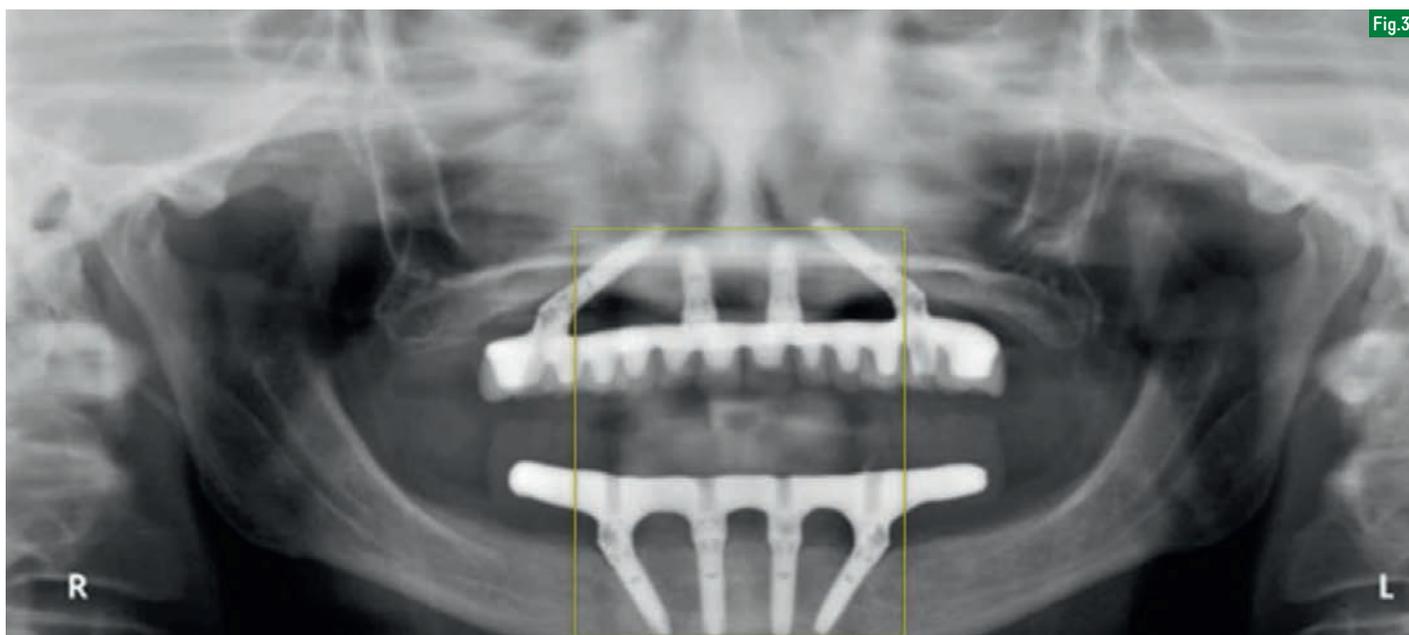


Fig.3

zones symphysaires ou maxillaires antérieures (en avant des sinus) et permettent de simplifier les protocoles opératoires ; (Fig.3).

AVANTAGES

Les prothèses métallo-résineuses autorisent une absence de concordance entre les sites d'émergence des implants et les futures dents prothétiques. La connexion implant / prothèse supra gingivale facilite la prophylaxie, avec une absence d'appui prothétique fibromuqueux, ainsi qu'une conservation aisée du soutien de la lèvre. Et surtout, le coût de réalisation est inférieur à celui

d'un bridge céramo-métallique ou sur armature zircone sur implants.

PROTHÈSES FIBRO-RÉSINEUSES

Des controverses relatives au concept peuvent être relevées Liées à la construction.

La fragilité structurelle des résines impose de la soutenir au moyen d'une armature, en général métallique, coulée en cire perdue ou encore fraisée en fraisage numérique.

- Les barres fraisées : extrêmement précises, elles

souffrent d'un coût important lié au fraisage numérique. Les laboratoires de proximité sont rarement équipés et les délais de fabrications n'autorisent pas les mises en fonction immédiates voire rapides.

- Les barres coulées : elles présentent des difficultés d'ajustage et de passivité relatives aux techniques de coulée.

Liées à la conception de la prothèse métallo-résineuse.

La barre métallique ne renforce pas directement le matériau résine, elle ne se

lie pas chimiquement à la résine et intervient même comme un élément de concentration des contraintes à l'interface de deux matériaux aux caractéristiques très éloignées. La barre métallique empêche tout au plus la résine de trop fléchir et donc finalement de casser ; elle reste un corps étranger inclus dans la résine. Si sa section est trop fine, elle se déforme, et si la limite élastique du métal est dépassée, cette déformation sera permanente.

Liées à la nature métallique du renfort. Le métal reste inesthétique avec un

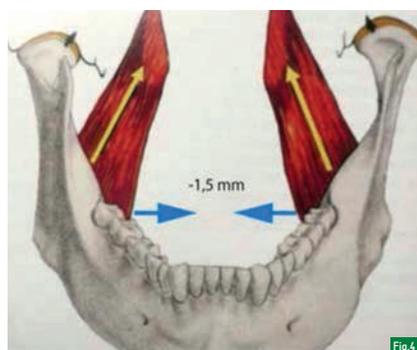


Fig.4



Fig.5

Fig.5 : Vous observez une passivité absolue au niveau de son effet mécanique sur les implants et leur accastillage, et ce, en toutes circonstances.

potentiel de problèmes de corrosion et de bimétallisme.

Liées à la rigidité du métal.

Plus une prothèse est rigide, plus le patient la ressent comme inconfortable, même si, dans le cas d'un recouvrement de résine sur la barre rigide, la relative visco-élasticité du système participe à l'atténuation des chocs et permet d'en atténuer la sensation.

Liées à une passivité partielle.

CONSIDÉRATIONS SUR LA PASSIVITÉ

Les études convergent pour dire qu'une passivité absolue de la prothèse sur les têtes implantaires est indispensable à l'obtention de résultats à long terme. Ce point est particulièrement important pour les mises en charge immédiates. À cet égard, les barres fabriquées en fraisage numérique permettent d'obtenir des armatures particulièrement passives. C'est plus difficilement le cas des barres coulées, très difficiles à obtenir dans les conditions habituelles d'un

laboratoire de proximité. Cependant, il y a lieu de réfléchir à cette notion de passivité. Prenons une mandibule édentée dans laquelle ont été insérés cinq implants : en position fermée, la barre va s'insérer de façon parfaitement passive sur les cônes implantaires. Il a été démontré qu'à l'ouverture, la mandibule se déforme sous l'action des muscles élévateurs, à tel point que les triangles rétro molaires peuvent se rapprocher de près d'1,5 mm ; (Fig.4).

Il résulte de ce fait que si nous avons relié les implants par une barre métallique rigide, forcément très rigide pour empêcher la résine de fléchir, et si la mandibule se déforme dans les trois dimensions, la barre devient active et induit des contraintes répétées sur les implants, notamment sur l'élément le plus faible du système qui est la vis de fixation. Une armature zircone encore plus rigide accentuera encore cet inconvénient... Il paraît donc préférable que le bridge implantaire puisse accompagner les inévitables déformations osseuses sans contraindre l'accastillage et sans déformation irréversible.

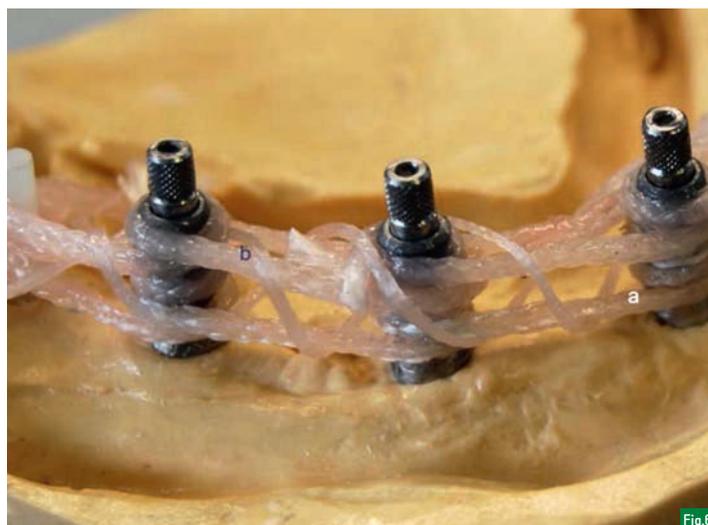


Fig.6

Fig.6 : Il est créé une structure fibrée architecturée tridimensionnelle enrobée par injection secondairement avec une résine méthacrylate pour fabriquer un matériau composite fibro-résineux, autoporteur, et qui assure sa rigidité et sa solidité.

Liées à l'ajustage des coiffes.

Le fraisage numérique est effectué à partir d'une empreinte classique ou optique, qui peut être une source d'erreur. Même si les études montrent une équivalence d'ajustage des coiffes industrielles avec les coiffes coulées, l'ajustage des coiffes coulées est naturellement plus variable car très dépendant des techniques de coulée utilisées. Lorsque l'ajustage est imparfait, la résorption crestale osseuse est significativement plus importante en regard du défaut. Il paraît donc préférable d'utiliser des piliers de qualité industrielle.

Liées à la durabilité de la prothèse.

PROTHÈSE PROVISOIRE ET PROTHÈSE D'USAGE

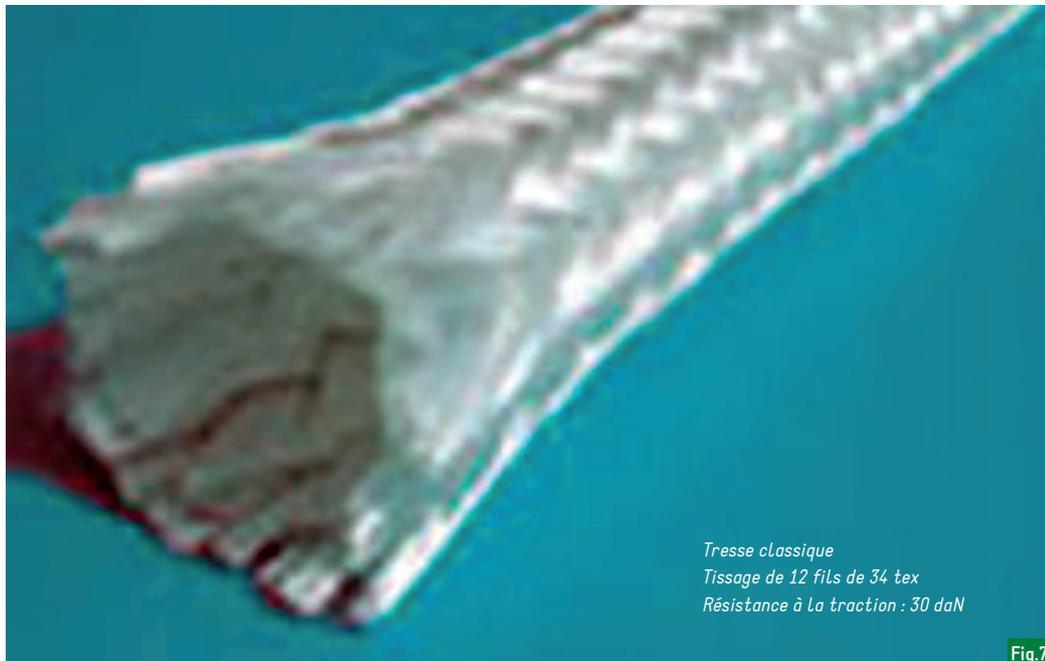
Malgré l'utilisation de dents composites nano chargées qui permettent de pallier l'usure excessive des dents acryliques conventionnelles, il est admis qu'une prothèse transvissée (totalement constituée de résine pure) est temporaire car la fragilité structurelle des résines acryliques ne permet pas d'assurer un service à moyen terme sans fracture : des micro fissures se créent sous les contraintes qui ont tendance à s'élargir et la prothèse finit toujours par casser. Chaque pilier implantaire en

titane se comporte comme un élément étranger et devient le lieu privilégié des concentrations de contraintes et une zone préférentielle de fracture. Dans le concept de prothèse métallo-résineuse, le rôle de l'armature métallique qui empêche la résine de trop fléchir est de retarder l'apparition et la progression des micro-fissures. Cependant, l'incorporation de l'élément métal dans la résine contredit ses capacités d'amortissement liées à son caractère visco-élastique, la relative élasticité du système participant à l'atténuation des chocs et l'expulsion d'une dent prothétique est un incident relativement courant. Malgré tout, une telle prothèse est acceptée comme prothèse d'usage, ou temporaire de très longue durée.

UN CONCEPT INNOVANT

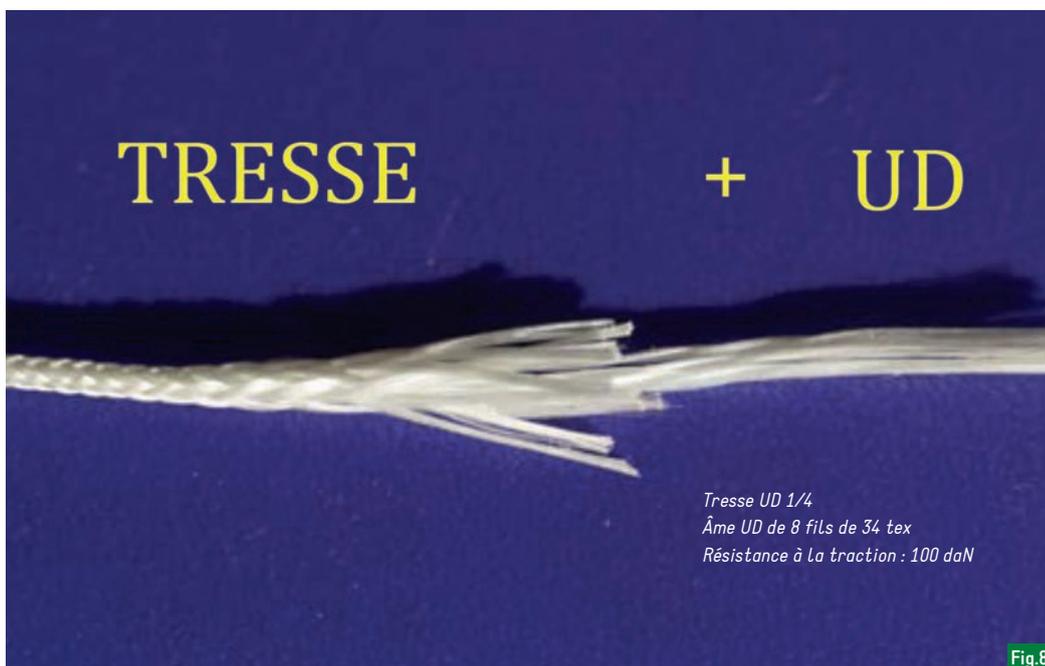
L'innovation a consisté à apporter une réponse aux inconvénients des prothèses métallo-résineuses :

- Une prothèse exempte de métal, légère, durable et résistante.
- Une liaison sécurisée entre le matériau composite fibro-résineux et le pilier implantaire de qualité industrielle.
- Une passivité absolue au plan de son effet mécanique sur les implants et leur accastillage en toutes circonstances ; (Fig.5).



*Tresse classique
Tissage de 12 fils de 34 tex
Résistance à la traction : 30 daN*

Fig.7



*Tresse UD 1/4
Âme UD de 8 fils de 34 tex
Résistance à la traction : 100 daN*

Fig.8

UNE APPROCHE DIFFÉRENTE

L'approche mécanique diverge fondamentalement des pratiques habituelles en prothèse dentaire. Les prothèses métallo-résineuses de l'état de l'art (barres fraisées ou coulées) sont conçues sur le modèle de la poutre de soutien, au sens « élément de structure » tels que ceux utilisés pour la construction de bâtiments, les navires et autres véhicules : on fabrique une poutre métallique pour soutenir ou rigidifier un élément plus fragile. Dans le concept CST, il n'est pas incorporé de poutre destinée à rigidifier ou soutenir la résine fragile : il est créé une structure fibrée architecturée tridimensionnelle enrobée par injection secondairement avec une résine méthacrylate pour fabriquer un nouveau matériau composite fibro-résineux, autporteur et qui auto assure sa rigidité et sa solidité ; (Fig.6).

Le CST affiche d'excellentes propriétés mécaniques, tant en termes de fatigue, que de flexion.

La structure fibrée est solidement armée aux connexions implantaire. Comme tous les matériaux composites fibrés, le matériau affiche un module d'élasticité peu différent de celui de la résine de base, conservant donc ses qualités visco-élastiques d'amortissement et de confort. Le réseau, constitué de tresses de fibres de verre, se lie chimiquement à la résine méthacrylate, il est invisible et hautement résistant.

PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES

Le CST affiche d'excellentes propriétés mécaniques, tant en termes de fatigue, que de flexion de part sa structure fibrée ainsi que de sa liaison sécurisée au niveau des piliers implantaires.

Renforts fibrés hybrides

L'armature architecturée est fabriquée à partir de tissages de fibres de verre tubulaires préimprégnées de résine

Fig.7 et 8 : L'armature architecturée est fabriquée à partir de tissages de fibres de verre tubulaires préimprégnées de résine méthacrylate photopolymérisables. L'intérieur des tubes est remplie de fibres longues continues. Cette configuration permet de tripler la résistance en traction des éléments fibrés.



Fig.9

Une sécurité accrue est exigée pour une prothèse acrylique vissée sur des têtes implantaires.

Fig.9 : Des tests ont été conduits dans la configuration la plus défavorable, en soumettant l'extension distale d'un échantillon implanto porté selon le concept CST à un test de flexion en porte-à-faux.

Fig.10 : Vous pouvez observer ce qui se passe si une extension en résine non renforcée casse à environ 30 daN.

Fig.11 et 12 : La force de rupture pour un échantillon renforcé selon le concept CST est nettement supérieure avec une moyenne de 92.47 daN. (apparition de fissure sans détachement du pilier implantaire).

Fig.13 : Les tests conduits en interne ont montré qu'un échantillon en résine pure a perdu sa flexibilité et se trouve en déformation permanente de l'ordre de 0,3 mm après 150 000 flexions de 3 mm, alors qu'un échantillon en résine renforcée d'un squelette fibro-architecturé réagit de façon élastique et conserve ses caractéristiques dynamiques après les mêmes sollicitations.



Fig.10



Fig.11



Fig.12

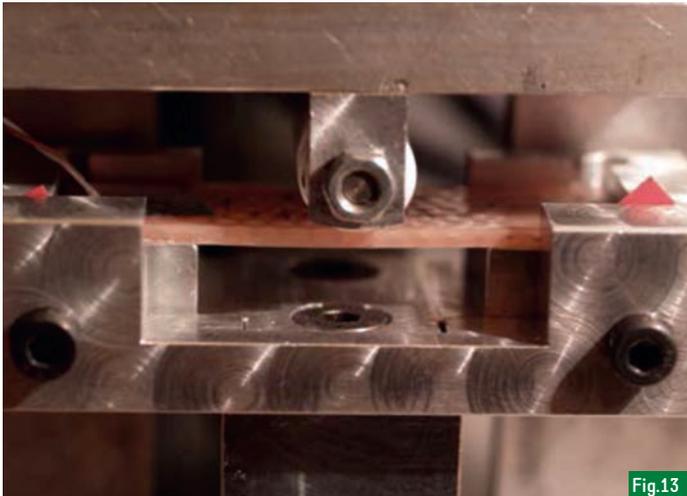


Fig.13

méthacrylate photopolymérisables, l'intérieur des tubes est remplie de fibres longues continues. Cette configuration permet de tripler la résistance en traction des éléments fibrés ; (Fig.7 et 8).

RÉSISTANCE EN EXTENSION DISTALE

Des tests ont été conduits dans la configuration la plus défavorable, en soumettant l'extension distale d'un échantillon implanto porté selon le concept CST à un test de flexion en porte-à-faux ; (Fig.9). Sur la figure 10, vous pouvez observer ce qui se passe si une extension en

résine non renforcée casse à environ 30 daN ; (Fig.10). La force de rupture pour un échantillon renforcé selon le concept CST est nettement supérieure avec une moyenne de 92.47 daN. (apparition de fissure sans détachement du pilier implantaire) ; (Fig.11 et 12).

RÉSISTANCE À LA FATIGUE

Une sécurité accrue est exigée pour une prothèse acrylique vissée sur des têtes implantaires. Les matériaux composites à fibres longues sont utilisés dans les applications où légèreté et résistance aux contraintes alternées sont indispensables.

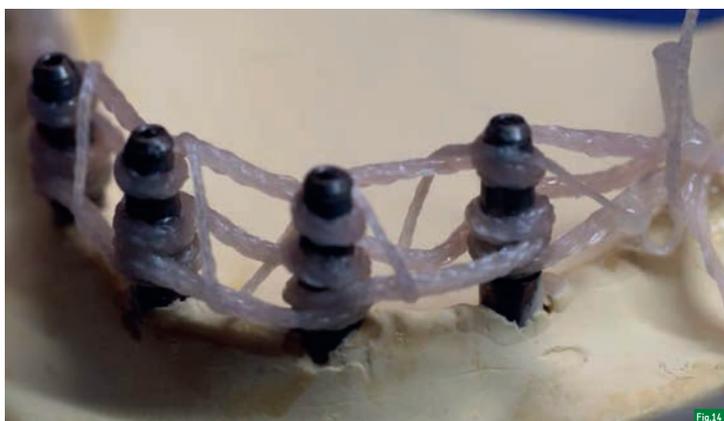


Fig.14

Les tests conduits en interne ont montré qu'un échantillon en résine pure a perdu sa flexibilité et se trouve en déformation permanente de l'ordre de 0,3 mm après 150 000 flexions de 3 mm, alors qu'un échantillon en résine renforcée

d'un squelette fibro-architecturé réagit de façon élastique et conserve ses caractéristiques dynamiques après les mêmes sollicitations ; (Fig.13).

LIAISON SÉCURISÉE

Le meilleur matériau composite sera inopérant s'il n'est pas arrimé solidement au pilier implantaire. Dans le

concept CST, la structure fibrée tridimensionnelle architecturée est verrouillée mécaniquement et chimiquement autour de chaque pilier ; (Fig.14).

Retrouvez l'illustration clinique de ce concept dans la seconde partie de cet article qui sera diffusée dans le Dentoscope numéro 121. ■

Fig.14 : Dans le concept CST, la structure fibrée tridimensionnelle architecturée est verrouillée mécaniquement et chimiquement autour de chaque pilier.



À SAVOIR

PROTHÈSES DENTAIRES

Les origines

DES TECHNIQUES LES PLUS PRIMITIVES AUX TECHNIQUES LES PLUS ÉLABORÉES, L'HOMME S'EST TOUJOURS PRÉOCCUPÉ, DANS UN BUT FONCTIONNEL OU ESTHÉTIQUE, DE REMPLACER SES DENTS MANQUANTES. C'EST EN ÉGYPTÉ, DANS DES SARCOPHAGES, QUE FURENT DÉCOUVERTES LES PREMIÈRES TRACES DE PROTHÈSES DENTAIRES.

Elles étaient alors sculptées dans l'ivoire ou le sycamore (variété d'érable appelé aussi faux platane) et reliées par des fils d'or. Les obturations, quant à elles étaient effectuées avec de l'or massif. Les phéniciens, habiles commerçants et grands voyageurs, répandirent les techniques égyptiennes à travers le bassin méditerranéen.

C'est ainsi que l'art dentaire se développera dans la civilisation grecque. HIPPOCRATE fut l'un des précurseurs et apportera de nombreux progrès.

Au Moyen Âge les progrès furent moindres.

Il fallut attendre le XVI^e siècle, avec Ambroise PARÉ, pour observer l'apparition de nouvelles techniques, notamment celle de la prothèse amovible ; celle-ci était alors fabriquée à base de fémur de bœuf.

Au XVII^e siècle, Pierre FAUCHARD publia le premier traité de chirurgie dentaire. Il fut à l'origine de la dent à tenon. À cette époque et pour la première fois, la technique de la prise d'empreinte fut décrite par PURMAN. Il faudra attendre presque deux siècles pour que le modèle en plâtre s'impose.

Au XVIII^e siècle, les dents métalliques et en porcelaine firent leur apparition. Les méthodologies et les



techniques continuèrent d'évoluer au XIX^e siècle. C'est à cette époque que l'occluseur est apparu, facilitant le montage rationnel des dents. La technique de la prise d'empreinte devient une pratique courante. La technique des « richmonds » ou dent sur pivot fut améliorée. La mise au point du procédé de coulée par cire perdue permet alors la réalisation de bridges. Au XX^e siècle, la prothèse connaît un essor considérable. Les techniques et les matériaux progressent très vite. Aujourd'hui, l'accent est mis sur la biocompatibilité des matériaux entrant dans la fabrication des prothèses, sur le confort pour le patient et sur l'esthétique. De nouveaux matériaux apparaissent pour réduire l'utilisation de métal en bouche.

Source : laboratoire-dentaire-sinard.com



Le concept Fiber Force CST



CV FLASH

Dr Bruno
CLUNET
COSTE

• Dr en chirurgie-dentaire



M. Damien
GARAMPON

• Laboratoire CeramCAD



APPROFONDIR

BEDROSSIAN E. : « Implant Treatment Planning for the Edentulous Patient, a graftless approach to immediate Loading » ; Ed. Mosby, 1st Edition, 16 Apr 2010.
BABBUSHA, KUTSKO G., BROKLOFF J. : « The All-on-Four Immediate Function Treatment Concept With NobelActive Implants : a Retrospective Study » ; BROOKS A., R. CARR, STEWART R.-B. : « Full-Arch Implant Framework Casting Accuracy : preliminary In Vitro Observation for In Vivo Testing » ; Journal of Prosthodontics, Volume 2, Issue 1, pages 2-8, 8 Mar 2005. LAW C., BENNANI V., LYONS K., SWAIN M. : « Article first published online » ; 1 Nov. 2011, Journal of Prosthodontics, Volume 21, Issue 3, pages 219-224, April 2012. .../...

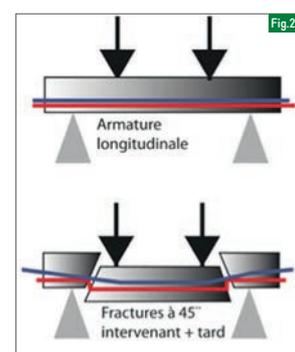
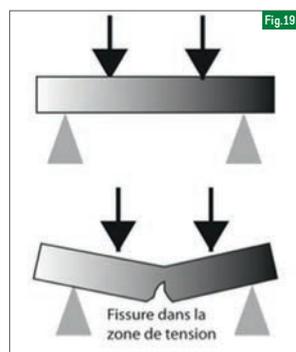
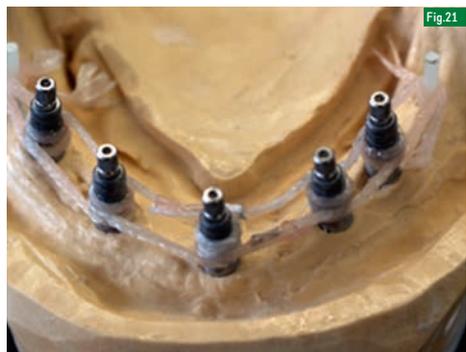
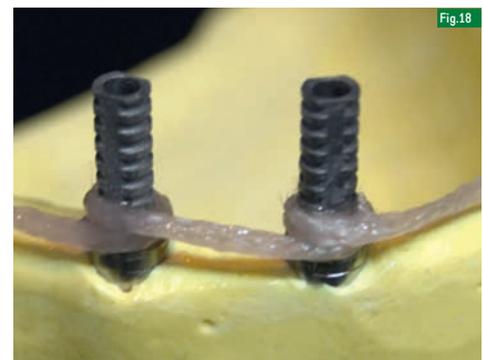
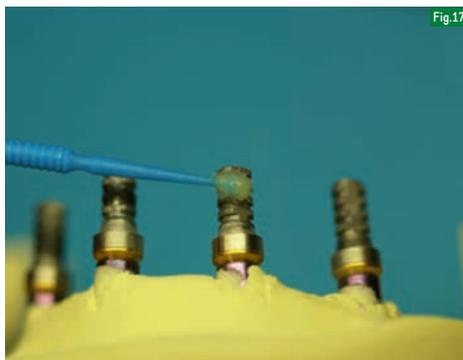
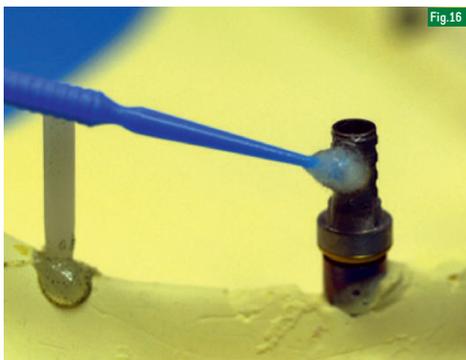
Les réponses classiques aux problèmes implantaires permettent d'atténuer les souffrances psychologiques et physiques liées, à l'édentation, mais elles restent onéreuses. Il convient d'offrir aux patients une alternative fiable, sécurisée et à un coût modéré. **Solution.**

TRAITEMENT DU PILIER

Le pilier titane de qualité industrielle est sablé avec de la poudre SiO₂ à 110 µm ; (Fig.15), et silané pour favoriser l'adhésion de la résine méthacrylate ; (Fig.16). La résistance d'une telle liaison a été estimée à 25 Mpa, valeur insuffisante en regard des forces mises en jeu lors de la fonction. Le pilier est enduit d'un adhésif dentaire (bonding) ; (Fig.17). Dans le concept CST, chaque tresse

hybride photo-polymérisable est enroulée en tour mort sur le pilier, et photo-polymérisée. La structure fibrée tridimensionnelle est ainsi solidement verrouillée sur chaque pilier ; (Fig.18).

Fig.15 : Le pilier titane de qualité industrielle est sablé avec de la poudre SiO₂ à 110µm...



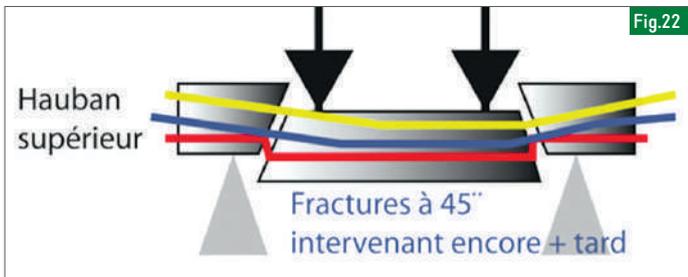
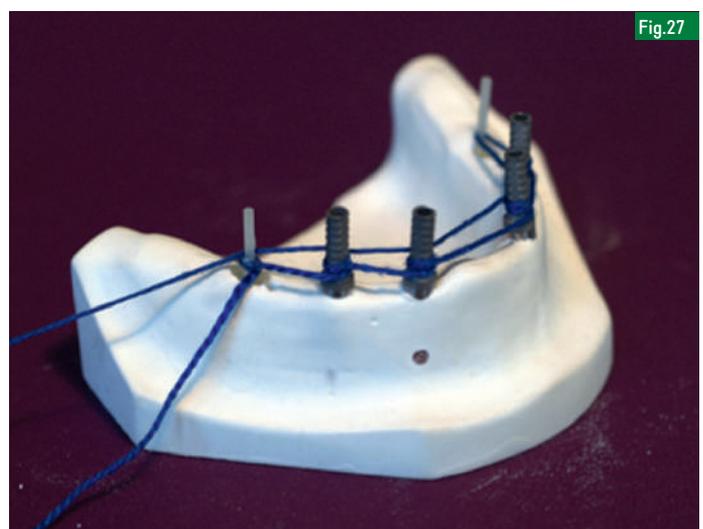
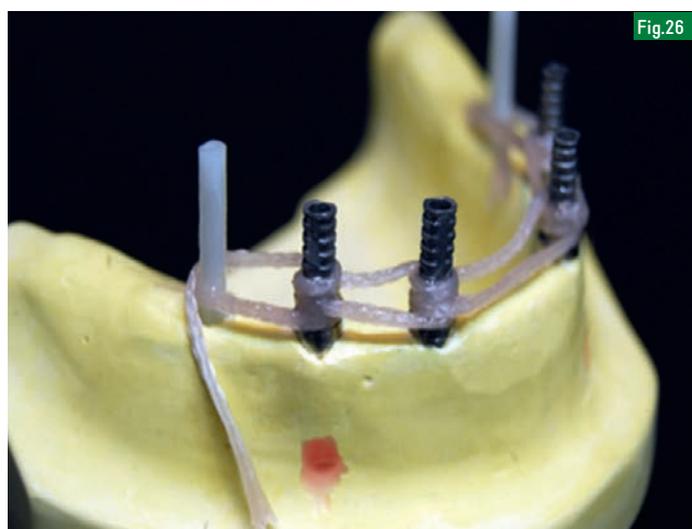


Fig.22 : Ajoutons maintenant une tresse transversale, particulièrement au niveau des appuis. La rupture intervient beaucoup plus tard que dans les deux cas précédents.

limiteront la formation et la propagation de fissures.

Fig.24 : Deux piliers en composite fibré sont installés distalement aux implants les plus distaux. Ils vont servir à mettre les tresses hybrides en tension.

Fig.23 : Les armatures en présence, tant longitudinales que transversales,



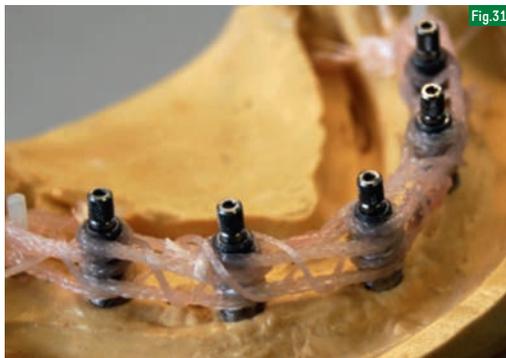


Fig.31 et 32 : Des tresses hybrides plus fines de longueur 300 mm, \varnothing 1,4 mm, sont alors développées en tension, enveloppant l'armature créée, et photo-polymérisées.

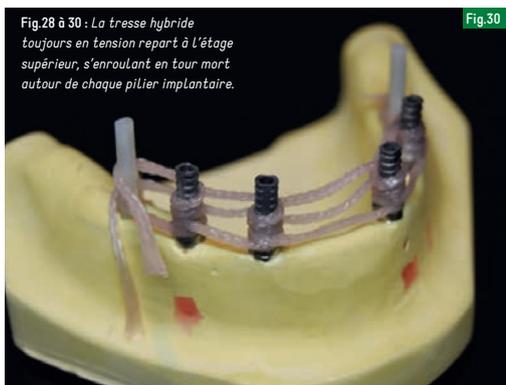
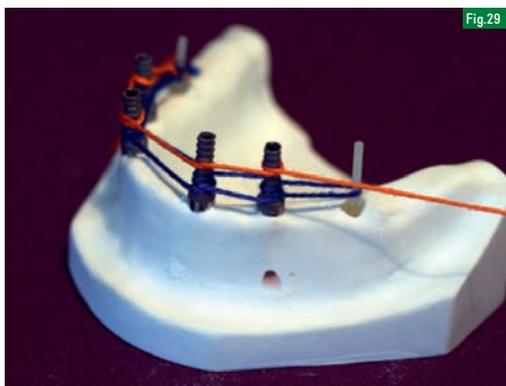
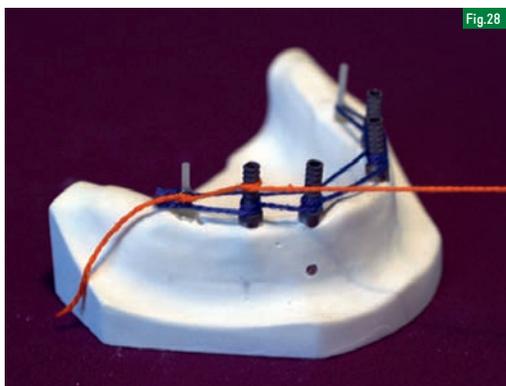
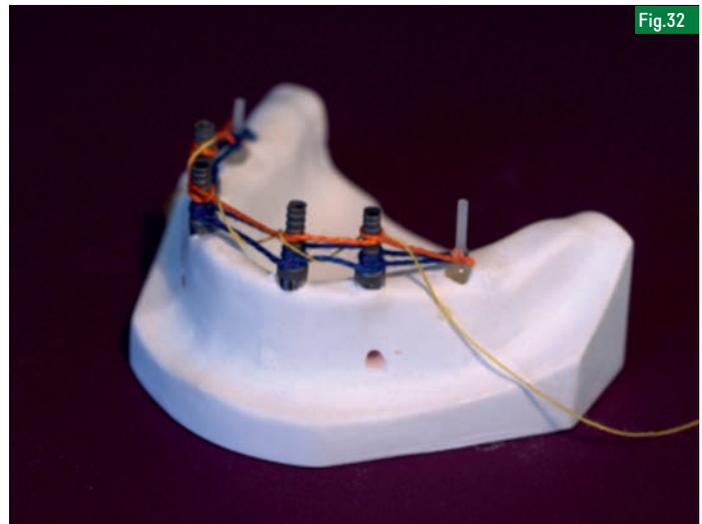


Fig.28 à 30 : La tresse hybride toujours en tension repart à l'étage supérieur, s'enroulant en tour mort autour de chaque pilier implantaire.



Deux piliers en composite fibré sont installés distalement aux implants les plus distaux.

où les fibres travaillent de façon idéale « en traction », plus une deuxième tresse de base décalée, la structure fibrée tridimensionnelle va résister prioritairement aux contraintes et les micro-fissures se formeront beaucoup plus tard ou ne s'ouvriront pas davantage ; (Fig.20 et 21).

REMARQUE : Si, par exemple, les armatures sont en métal, elles glisseront dans la résine et ne s'opposent plus à l'ouverture des fissures. Le fonctionnement d'une telle association est donc conditionné par une parfaite adhérence entre le métal et la résine, ce que ne permet pas la nature très différente des matériaux lorsque les armatures sont en métal.

THÉORIE

Si l'on considère une éprouvette constituée de résine non armée, disposée sur deux appuis, on constate que sous charge, la base de l'éprouvette est le lieu où des micro-fissures apparaissent prioritairement en partie centrale lorsque la contrainte en traction dépasse la résistance propre de la résine. En augmentant les charges appliquées, des fissures à 45° se créent au niveau des deux zones d'appuis, provenant d'une insuffisance de résistance aux contraintes de flexion combinées à l'effort tranchant. La rupture intervient à partir de la propagation de ces fissures ; (Fig.19).

LES TRESSSES DE BASE

Si l'on considère une éprouvette constituée selon la technique CST, toujours disposée sur deux appuis, avec le renfort de base positionné là où se développent les contraintes de traction (donc là où la résine possède des insuffisances, mais

LIMITATION DES FISSURES

Ajoutons maintenant une tresse transversale, particulièrement au niveau des appuis. La rupture intervient encore beaucoup plus tard que dans les deux cas précédents ; (Fig.22). Les armatures en présence, tant longitudinales que transversales, limiteront la formation et la propagation de fissures ; (Fig.23).

Passons à la construction de la structure fibrée architecturée tridimensionnelle en fibres de verre et aux piliers de tension. L'armature architecturée est construite et polymérisée sur le modèle. Deux piliers en composite fibré sont installés distalement aux implants les plus distaux. Ils vont servir à mettre les tresses hybrides en tension ; (Fig.24).



Fig.33



Fig.34

LES RENFORTS DE BASE

Une tresse hybride de longueur 450 mm et de 2 mm de diamètre est enroulée de proche en proche en tour mort, en partant du pilier de tension droit pour aller au pilier de tension gauche qu'elle contourne. Toujours maintenue en tension, elle revient en tour mort vers le pilier de tension droit. Elle est polymérisée en lumière bleue ; (Fig.25 à 27). Les tours morts sont donc en sens inverse sur chaque pilier :

Le hauban supérieur

La tresse hybride toujours en tension repart à l'étage supérieur, s'enroulant en tour mort autour de chaque pilier implantaire ; (Fig.28 à 30). Les trois tresses sont photo-polymérisées.

Les tresses de comportement

Des tresses hybrides plus fines de longueur 300 mm, \varnothing 1,4 mm, sont alors développées en tension enveloppant l'armature créée et photo-polymérisées ; (Fig.31 et 32). Elles ont pour objet de limiter les fractures lors d'efforts excentrés.

L'injection de la résine

Il a donc bien été créée une armature architecturée ouverte, destinée à recevoir par pression ou injection une résine acrylique selon l'état de l'art ; (Fig.33 et 34). La résine acrylique après polymérisation participe également à la qualité de la cohésion de l'ensemble.

Une passivité parfaite

Construite sur la base du maître modèle,

la structure fibrée tridimensionnelle CST s'adapte naturellement et sans aucune tension sur les cônes implantaires ; (Fig.35). Sur cette radiographie d'un bridge CST inférieur, on constate qu'après injection de la résine toujours sur le maître modèle, l'adaptation des piliers sur les cônes implantaires reste parfaite ; (Fig.36).

CAS CLINIQUE

Notez bien la présence de cônes implantaires ; (Fig.37) et de leur protection ; (Fig.38). Puis nous passons à l'essayage du squelette CST ; (Fig.39). Vous pouvez également observer la vue clinique ; (Fig.40 et 41).

APPORTS ET BÉNÉFICES DE LA SOLUTION CST

Le concept a été conçu pour fournir une

Une structure fibrée architecturée tridimensionnelle est facilement exécutée en moins de 30 minutes, ouvrant la possibilité réelle de fournir un bridge implanto-porté de longue durée en une seule journée.

Fig.33 et 34 : Il a donc bien été créée une armature architecturée ouverte, destinée à recevoir par pression ou injection une résine acrylique selon l'état de l'art.



Fig.35

L'étonnante reproductivité et la passivité des prothèses exonèrent même, dans la plupart des cas, le praticien des validations de la structure fibrée tridimensionnelle.

prothèse esthétique, très confortable pour le patient et exempte de métal, réalisable rapidement dans un laboratoire de prothèse de proximité.

Pour le prothésiste

Le bridge apporte une solution simple et reproductible à votre laboratoire de proximité. Une structure fibrée architecturée tridimensionnelle est facilement exécutée en moins de 30 minutes, ouvrant la possibilité réelle de fournir un bridge implanto-porté de longue durée en une seule journée, dès lors que les montages esthétiques et les validations cliniques aient été anticipés.

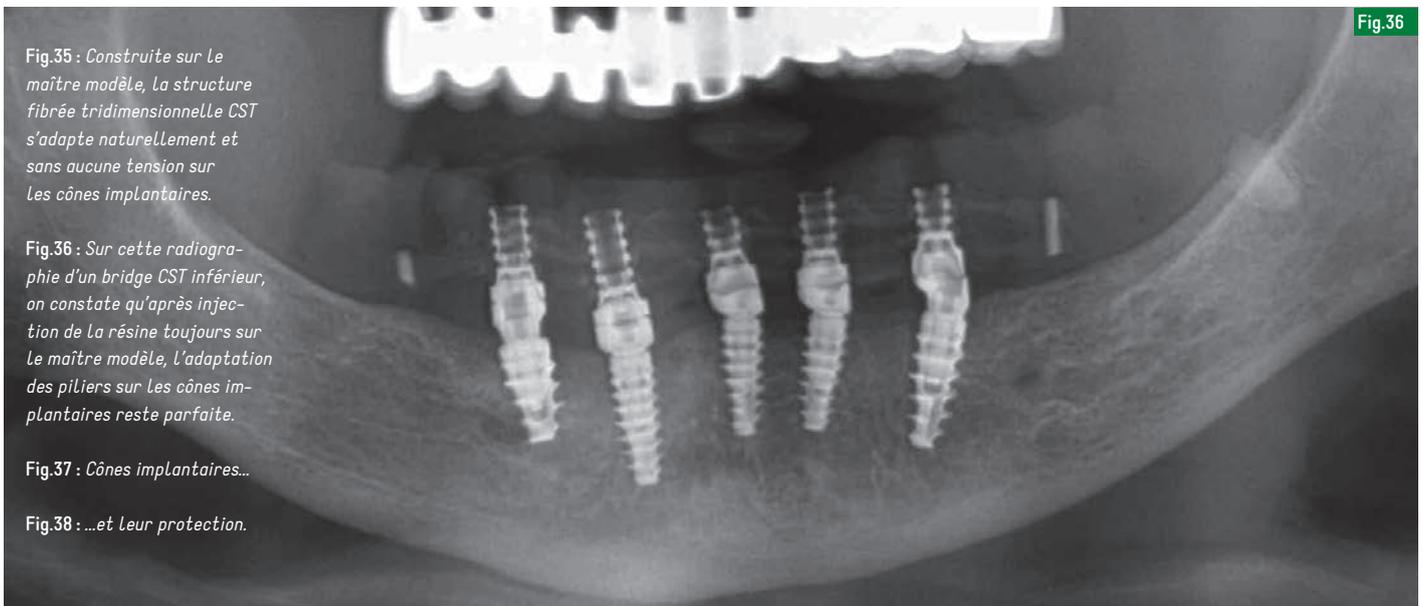


Fig.36

Fig.35 : Construite sur le maître modèle, la structure fibrée tridimensionnelle CST s'adapte naturellement et sans aucune tension sur les cônes implantaires.

Fig.36 : Sur cette radiographie d'un bridge CST inférieur, on constate qu'après injection de la résine toujours sur le maître modèle, l'adaptation des piliers sur les cônes implantaires reste parfaite.

Fig.37 : Cônes implantaires...

Fig.38 : ...et leur protection.



Fig.37



Fig.38



Fig.39

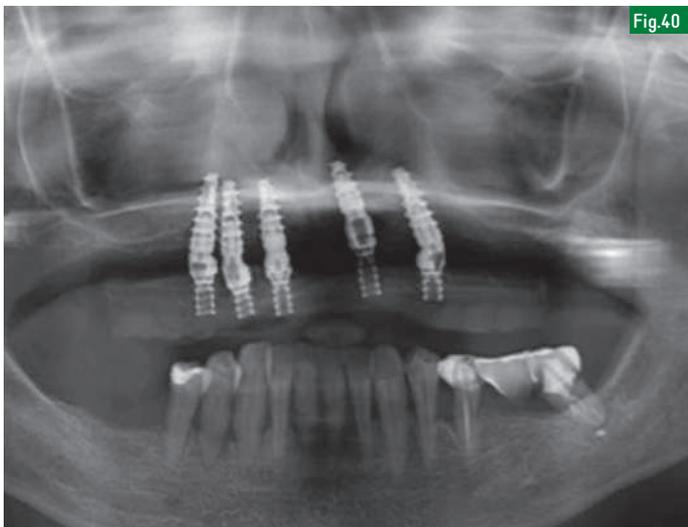


Fig.40

Pour le praticien

La technique utilisée reste dans l'état de l'art, avec des techniques d'empreintes classiques et éprouvées. L'étonnante reproductibilité et la passivité des prothèses exonèrent même, dans la plupart des cas, le praticien des validations de la structure fibrée tridimensionnelle (s'il est certain de son empreinte).

Les prothèses fixées peuvent être proposées à moindre coût, rendant la technique accessible à des patients de plus en plus impécunieux. L'entretien peut être effectué périodiquement par simple dévissage des piliers et les éventuelles réparations ne présentent alors plus le caractère compliqué des réparations sur bridges complets céramo-métalliques ou, pire encore, sur armature zircon.

Fig.39 : Essayage squelette CST.

Fig.40 : Panoramique.

Pour le patient

Dans les cas de mise en fonction immédiate, le patient bénéficie d'une prothèse de longue durée dans la journée ou dans les 24 heures ; (Fig.42).

Le bridge est léger et très confortable, sa rigidité (adaptée à la physiologie bucco-dentaire) permet de l'oublier rapidement. Le patient est sécurisé quand il a bien compris que l'expulsion d'une dent ou une réparation ne présente plus de caractère problématique.

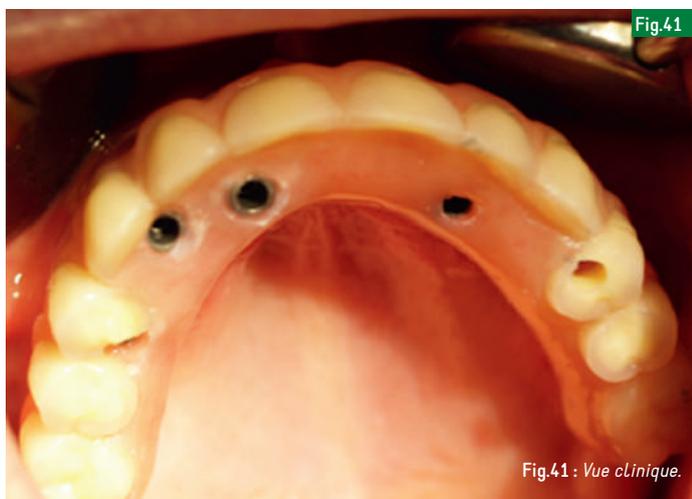


Fig.41 : Vue clinique.



Fig.42 : Vue clinique.

REPRODUCTIBILITÉ DE LA TECHNIQUE

Lorsque des renforts fibrés sont intégrés dans les résines dentaires en respectant les méthodes de la grande industrie, les résultats obtenus en matière d'esthétique, de résistance, de confort et même de bio compatibilité rivalisent avec les techniques de l'état de l'art du monde dentaire. L'imprégnation des fibres, l'organisation des fils dans les renforts,

leur organisation spatiale, la méthode de mise en œuvre, ainsi que la prise en compte du contexte musculo-squelettique buccal : toutes ces données ont été à l'origine de l'innovation CST.

Une méthode nouvelle de travail, rigoureuse et précise, autorise une reproductibilité certaine de la technique, avec des moyens simples et accessibles aux laboratoires de proximité ; (Fig.43 et 44). ■



Fig.43 : Dans les cas de mise en fonction immédiate, le patient bénéficie d'une prothèse de longue durée dans la journée ou dans les 24 heures.



APPROFONDIR (FIN)

... /... ZARONE F., APICELLA A., NICOLAIS L., AVERSA R., SORRENTINO R. : « Mandibular flexure and stress build-up in mandibular full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants » ; *Clinical Oral Implants Research*, Volume 14, Issue 1, pages 103-114, February 2003. BYRNE D., HOUSTON F., CLEARY R., CLAFFEY N. : « The fit of cast and premachined implant abutments » ; *Department of Restorative Dentistry and Periodontology, School of Dental Science, Trinity College, Dublin, Ireland. J. Prosthet Dent.* ; 1998 Aug ; 80 (2) : 184-92. NATALI N., PIERO G., PAVAN, ANDREA L. : « Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis » ; *Centre of Mechanics of Biological materials, University of Padova, Italy, Dental Materials*, volume 22, Issue 4, April 2006, Pages 388-395. CHEN C., PAPASPYRADAKOS P., GUZEK, SINGH M., WEBER H., GALUCCI G. : « Effect of misfit of cement retained implant single crowns on crestal bone changes » ; *International journal of prosthodontics*, 2013 ; 26 : 135-137. DUPUIS V. : « La prothèse immédiate : une technique au service des patients » ; *ADF, Quintessence Prothèse - 1999*. TISCHLER M., GANZ, PATCH C. : « An Ideal Full-Arch Tooth Replacement Option : CAD/CAM Zirconia Screw-Retained Implant Bridge » ; *Dent today*, Thursday, 09 May 2013. NARVA K.-K., LASSILA L.-V., VALLITTU P.-K. : « Fatigue resistance and stiffness of glass fiber-reinforced urethane dimethacrylate composite » ; *Prosthet Dent.* 2004 Feb ; 91 (2) : 158-63. et « Fatigue resistance and stiffness of glass fiber-reinforced urethane dimethacrylate composite » ; *J Prosthet Dent.* 2004 ; 91 (2) : 158-63. BONNENFANT L., MANEUF B. : « Ingénieur matériau, Bio Composants Médicaux, Matériaux composites » ; édition Hermes. K EKSTRAND K., RUYTER I.-E., ØYS H. : « Adhesion to titanium of methacrylate-based polymer materials » ; *Niom, Scandinavian Institute of Dental Materials, Forskningsveien 1, 0371 Oslo 3, Norway.*

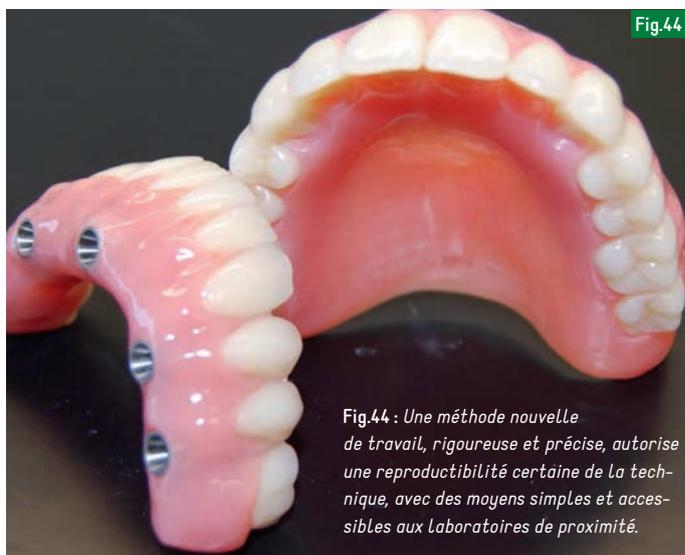


Fig.44 : Une méthode nouvelle de travail, rigoureuse et précise, autorise une reproductibilité certaine de la technique, avec des moyens simples et accessibles aux laboratoires de proximité.



Comment stabiliser une prothèse amovible ?





CV FLASH

Dr B. CLUNET-COSTE

• Chirurgien-dentiste



M. D. GARAMPON

• Laboratoire CeramCAD



M^{me} L. BONENFANT

• Ingénieur Biomatériaux



APPROFONDIR

BRIAN FITZPATRICK B.D.S.C., M.D.S.C.A. : « *The Journal of Prosthetic Dentistry* » ; Volume 95, Issue 1, January 2006, Pages 71-78 doi : 10.1016/j.prosdent.2005.11.007 et « *The Editorial Council of The Journal of Prosthetic Dentistry Published by Mosby, Inc. Standard of Care for the Edentulous Mandible : A Systematic Review* ». **J.-S. FEINE, G.-S. CARLSSON, M.-A. AWAD, A. CHEHADE, W.-J. DUNCAN, S. GIZANI ET AL.** : « *The McGill Consensus Statement on Overdentures* » ; *Int J Prosthodont* 15 (2002), pp. 413-414. **J.-S. FEINE, P. DE GRANDMONT, P. BOUDRIAS, N. BRIEN, C. LAMARCHE, R. TACHÉ, J.-P.** : « *Lund Within-Subject Comparisons of Implant-Supported Mandibular Prostheses : Choice of Prosthesis* », Département de stomatologie, faculté de médecine dentaire et centre de recherche en sciences neurologiques, faculté de médecine, univ. de Montréal. **J.-N. WALTON, D.D.S., F.R.C.D. (C), M.-I. MACENTEE, L.D.S., PH.D., F.R.C.D.(C)B.** : « *Problems with Prostheses on Implants : A Retrospective Study* » ; University of British Columbia, Vancouver, B. C., Canada, Mosby, Inc.

Le traitement des patients édentés exige, au niveau médical et socio-économique, un large choix thérapeutique.

Il n'est pas toujours possible de proposer une solution fixée, pourtant idéale, et le praticien doit disposer d'une solution moyenne consistant à stabiliser une prothèse amovible sur des attachements. Éclairage.

Les attachements implanto-portés permettent d'améliorer nettement la situation prothétique, combinant le confort et l'esthétique propres à la prothèse fixée avec la facilité d'entretien caractéristique des solutions amovibles. La revue systématique de la littérature n'a révélé aucune preuve forte soutenant une seule approche de traitement pour toutes les mandibules ou maxillaires édentés. L'évaluation des facteurs anatomiques et physiologiques, la psychologie du patient, ses demandes ainsi que ses ressources financières constituent les limites permettant de proposer une prothèse conventionnelle mucco-portée, une prothèse stabilisée ou fixée sur des implants dentaires.

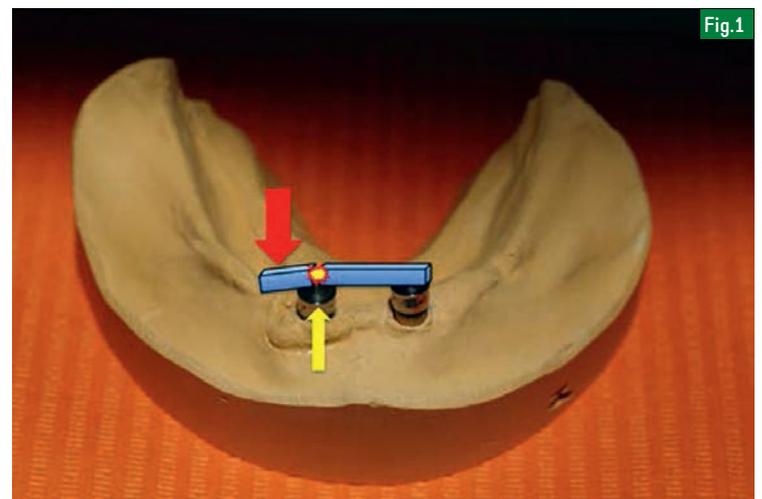
Les prothèses amovibles retenues par des attachements vissés sont soumises lors de la fonction à des déformations et des contraintes importantes.

attachements. C'est sur l'extrados de la plaque de résine (la plaque acrylique est de surplus évidée pour recevoir l'attachement femelle), que l'on constate cliniquement l'apparition d'une fissure par cisaillement et rupture en fatigue qui s'élargit jusqu'à la fracture ; (Fig.1).

PROTHÈSES AMOVIBLES STABILISÉES SUR IMPLANTS

Les prothèses dentaires amovibles sur des implants dentaires sont soumises lors de la fonction à des déformations et des contraintes importantes, notamment en regard des piliers et des

Fig.1 : C'est sur l'extrados de la plaque de résine que l'on constate cliniquement l'apparition d'une fissure par cisaillement et rupture en fatigue qui s'élargit jusqu'à la fracture.



Clinique



DR B. CLUNET-COSTE, M. D.
GARAMPON ET M^{ME} L. BONENFANT

PARTIE III : TRAITEMENT
PROTHÉTIQUE IMPLANTAIRE CST

La solution généralement apportée est une armature métallique coulée, qui rigidifie la prothèse dentaire, l'empêchant de se déformer, mais aussi d'accompagner les déformations physiologiques des bases osseuses et ostéo-muqueuses : cette conséquence est ressentie par le patient en termes de perte de confort ; (Fig.2). En intégrant une grille tissée *Fiber Force* au cœur du matériau

acrylique, on obtient facilement un matériau hautement résistant, solide et esthétique ; (Fig.3a et 3b).

Une attention particulière est apportée à la zone critique constituée autour des atachements femelle : une tresse hybride d'un diamètre de 1,6 mm est enroulée en tour mort autour de chaque cupule, et se prolonge distalement.

Fig.2 : La solution généralement apportée est une armature métallique coulée, qui rigidifie la prothèse dentaire, l'empêchant de se déformer, mais aussi d'accompagner les déformations physiologiques des bases osseuses et ostéo-muqueuses : cette conséquence est ressentie par le patient en termes de perte de confort.

Fig.3a : Une grille *Fiber Force* est formée et photopolymérisée sous pression sur le modèle en plâtre dans la machine de formage *Ezvac*.

Fig.3b : En intégrant une grille tissée *Fiber Force* au cœur du matériau acrylique on obtient facilement un matériau hautement résistant, solide et esthétique.



Fig.2

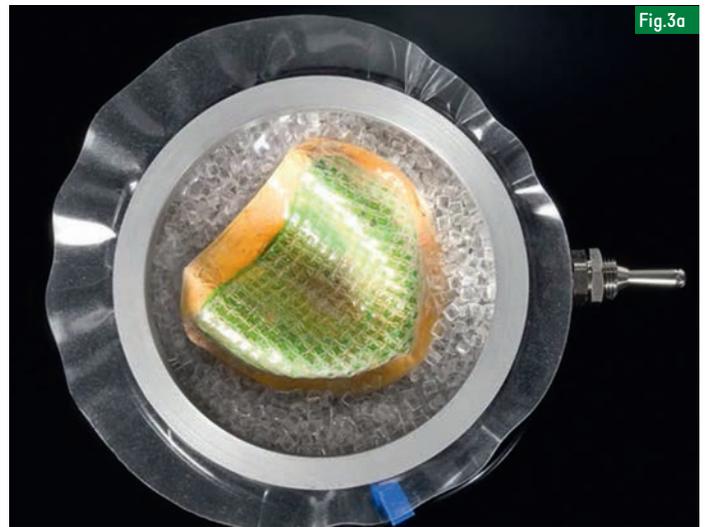


Fig.3a

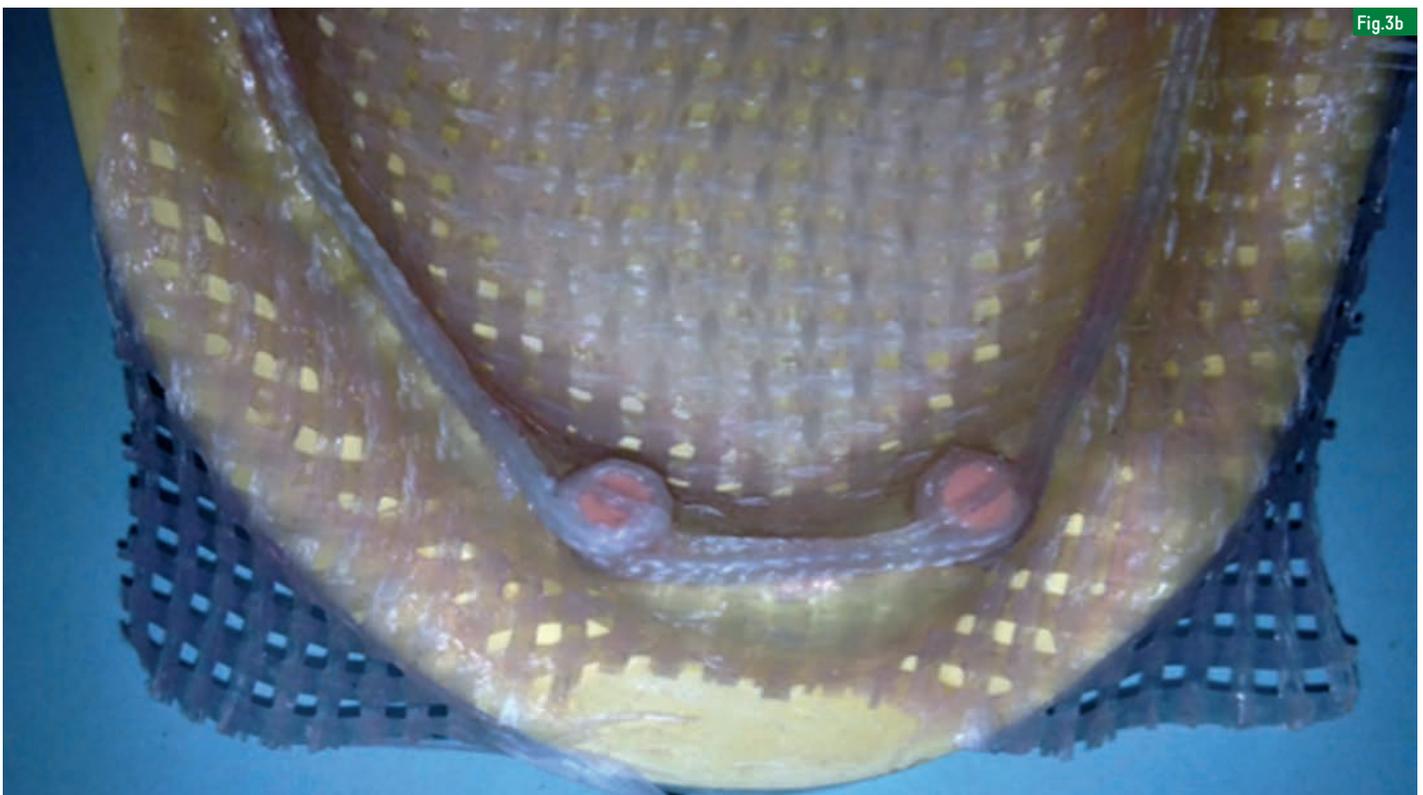


Fig.3b

Clinique



DR B. CLUNET-COSTE, M. D.
GARAMPON ET M^{ME} L. BONENFANT

PARTIE III : TRAITEMENT
PROTHÉTIQUE IMPLANTAIRE CST



Fig.4



Fig.5



Fig.6



Fig.7

Elle peut être complétée par une tresse occlusale plus fine ; (Fig.4). Après pressage ou injection de la résine *Pmma*, l'armature *Fiber Force* est intégrée de façon à être totalement invisible au centre de la prothèse ; (Fig.5).

LES LIMITES DU SYSTÈME

Le patient M. D.-M. se présente en 2007 avec deux incisives résiduelles porteuses d'attachements centro-radicaux. Il cumule tous les handicaps :

- Il ne supporte pas la présence de la base résineuse dans le palais.
- Il ne supporte pas la rigidité induite par un stellite et la rotation de l'appareillage autour des attachements.
- Les implants dentaires lui sont médicalement et formellement contre-indiqués.

Une prothèse renforcée avec une grille et des renforts *Fiber Force* a été réalisée,

parfaitement fonctionnelle et confortable et acceptée par le patient. À six ans, la résine apparaît particulièrement abîmée et l'attachement vient en surface. Une fissure sur l'extrados est apparue en regard de la partie femelle de l'attachement, mais est bloquée en profondeur par la présence de la grille fibrée. Ainsi, la base résineuse pourtant très fine n'a jamais cassé ; (Fig.6). On notera un deuxième départ de fissure en regard

Il faut proposer une organisation de renfort différente, permettant de contrer les forces de traction à l'origine de la fissure.

Fig.4 : Une attention particulière est apportée à la zone critique constituée autour des attachements femelle : un tresse hybride de \varnothing 1,6mm est enroulée en tour mort autour de chaque cupule, et se prolonge distalement. Elle peut être complétée par une tresse occlusale plus fine.

Fig.5 : Après pressage ou injection de la résine *Pmma*, l'armature est intégrée de façon invisible au centre de la prothèse.

Fig.6 : Une fissure sur l'extrados est apparue en regard de la partie femelle de l'attachement, mais est bloquée en profondeur par la présence de la grille fibrée. Ainsi, la base résineuse pourtant très fine n'a jamais cassé.

Fig.7 : Une structure fibrée architecturée tridimensionnelle est constituée en utilisant des tresses de fibres de verre photopolymérisables, solidement verrouillées sur les piliers implantaires.

de l'attachement sur la 11. Malgré des conditions cliniques très défavorables, le patient a pu bénéficier d'une prothèse fonctionnelle, esthétique et confortable, correspondant à son profil. Une limite apparaît donc dans l'indication et

la base acrylique s'est fissurée en fatigue, à l'emplacement des plus fortes contraintes de traction. Il convient donc de proposer une organisation de renfort différente, permettant de contrer ces forces de traction à l'origine de la fissure.

Clinique



DR B. CLUNET-COSTE, M. D.
GARAMPON ET M^{ME} L. BONENFANT

PARTIE III : TRAITEMENT
PROTHÉTIQUE IMPLANTAIRE CST

LE CONCEPT

Le concept CST (*Cable Stayed Technology*) est un bridge fibro résineux implanto-porté de très haute résistance et d'une passivité absolue au plan de son effet mécanique sur les implants et leur accastillage (adaptation sans aucune tension) ainsi que de son interférence avec le libre jeu des pièces osseuses mandibulaire ou maxillaire. On fabrique par des moyens simples une structure autoportée dont la stabilité est assurée par la seule rigidité de sa forme. Une structure fibrée architecturée tridimensionnelle est constituée en utilisant des tresses de fibres

de verre photopolymérisables, solidement verrouillées sur les piliers implantaires ; (Fig.7). La structure est enrobée par injection avec une résine méthacrylate ; (Fig.8). L'expérience des bridges implantaires (*Fiber Force CST*) nous autorise à adapter le concept à la prothèse sur attachements implantaires, puisque la structure autoportée a été développée spécialement pour contrer les fortes contraintes générées en regard des piliers implantaires.

Fig.8 : La structure est enrobée par injection avec une résine méthacrylate.



Fig.8

CAS CLINIQUES

PRÉSENTATION DU CAS

Madame R. est porteuse de bridges sur des dents en fin de potentiel prothétique retenant malgré tout un appareillage amovible sur plaque base métallique. L'extraction des dents résiduelles est indiquée ; (Fig.9). La patiente a été opérée dans sa petite enfance pour deux fentes palatines, et le volume osseux exploitable pour des implants se résume aux secteurs 13, 16, 24 et 26.

Elle refuse toute greffe d'apposition osseuse car elle en a déjà reçu sans résultat probant ; (Fig.10).

Des implants sont posés dans les secteurs exploitables et des barres de conjonction ont été réalisées sur piliers coniques, avec quatre attachements boules soudées de type *Dalbo Z*. La prothèse envisagée est amovible et sera stabilisée sur les barres de conjonction ; (Fig.11).

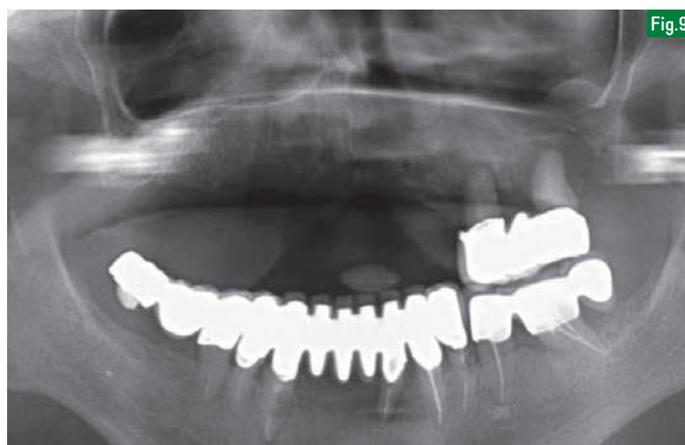


Fig.9



Fig.10

Fig.9 : Panoramique.

Fig.10 : La patiente a été opérée dans sa petite enfance pour deux fentes palatines, et le volume osseux exploitable pour des implants se résume aux secteurs 13, 16, 24 et 26. Elle refuse toute

greffe d'apposition osseuse car elle en a déjà reçu sans résultat probant.

Fig.11 : La prothèse envisagée est amovible et sera stabilisée sur les barres de conjonction.



Fig.11

Un autre pilier de tension est installé au niveau incisif, permettant de déporter l'armature CST au niveau incisif au lieu de la plus forte résorption ostéo-muqueuse.

CONCEPTION THÉORIQUE DE L'ARMATURE

Une armature a été constituée conformément aux protocoles habituels ; (Fig.12). Des piliers de tensions composites (PT) sont installés distalement et sur le trajet de la crête. Un renfort de base hybride UD Fiber Force de Ø 1,6 (RB) est installé en partie basse, enroulé en tour mort autour des cupules des attachements (AT).

Deux renforts sont tendus sur le parcours, sans enroulement nécessaire autour des cupules des attachements. Des renforts de comportements sont alors

enroulés autour de la structure ouverte ainsi constituée. L'ensemble est photopolymérisé en lumière bleue.

RÉALISATION

Fabrication de l'armature

Les barres et les répliques des attachements (cupules rouges de type Dalbo z) sont installées en bouche et une empreinte aux élastomères est réalisée et coulée en plâtre. L'armature CST sera réalisée sur cette empreinte ; (Fig.13).

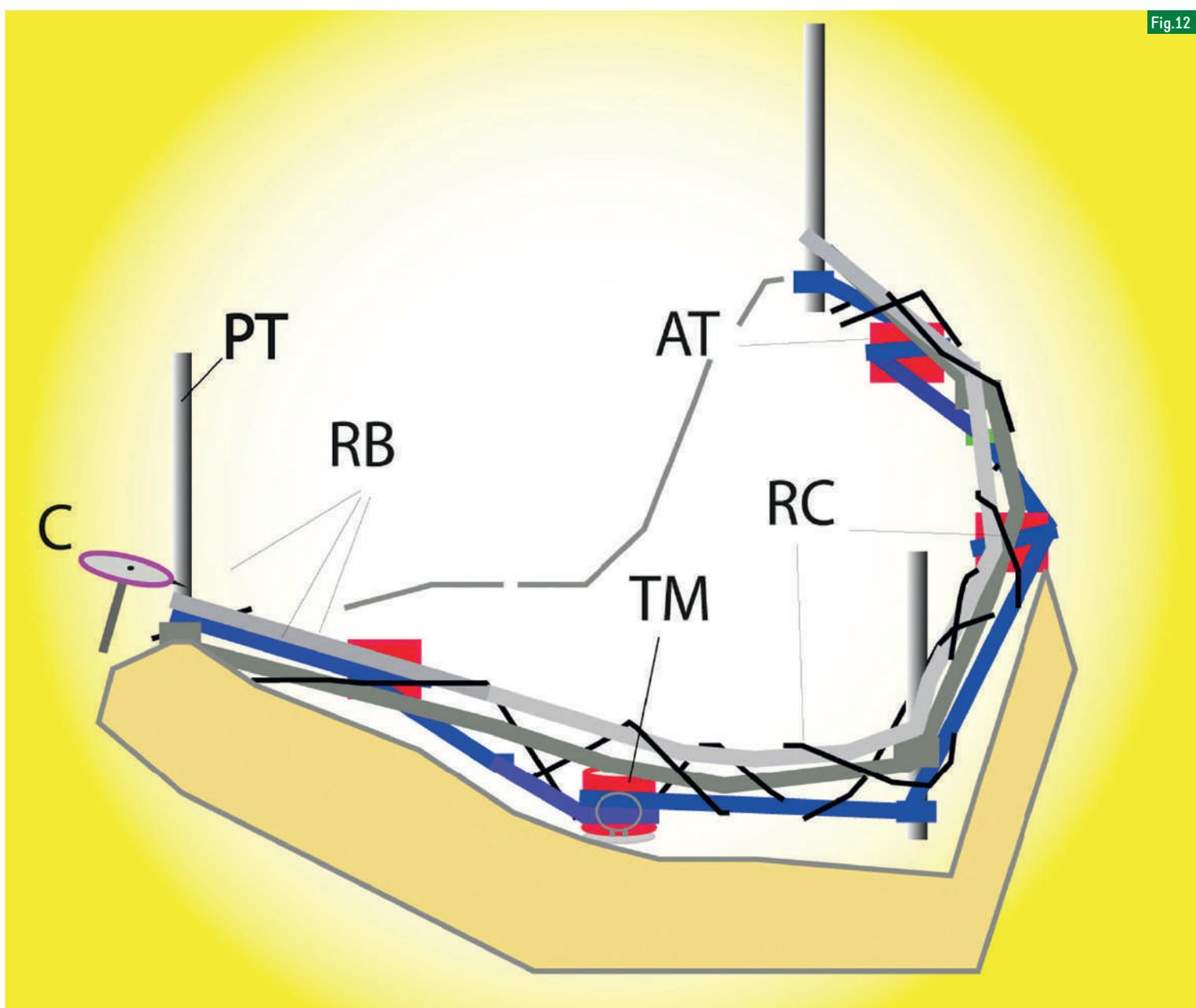
Les piliers de tension sont installés en distal des barres. Un autre pilier de tension est installé au niveau incisif,

permettant de déporter l'armature CST au niveau incisif au lieu de la plus forte résorption ostéo-muqueuse, de telle manière qu'elle soit convenablement centrée dans la prothèse. Les renforts de bases sont tendus, passant en tour mort autour des cupules et polymérisés ; (Fig.14 et 15).

Essayage en bouche

Les barres sont à nouveau installées en bouche. La passivité de la structure et

Fig.12 : Une armature a été constituée, conformément aux protocoles habituels.



Clinique



DR B. CLUNET-COSTE, M. D.
GARAMPON ET M^{ME} L. BONENFANT

PARTIE III : TRAITEMENT
PROTHÉTIQUE IMPLANTAIRE CST



Fig.13



Fig.14



Fig.15

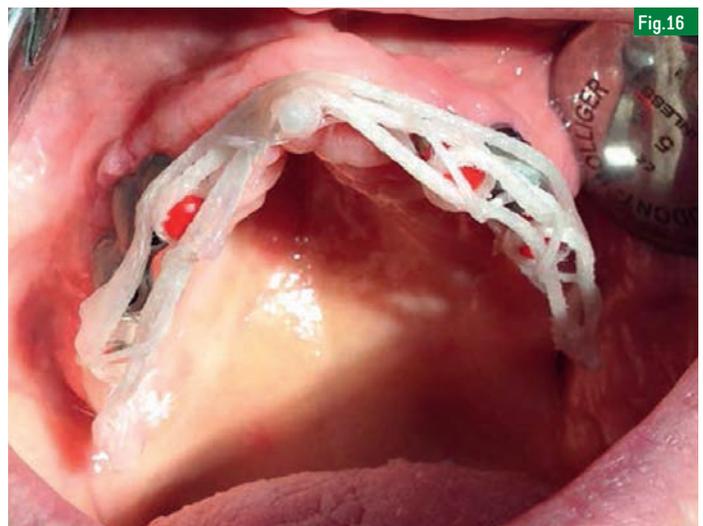


Fig.16

Fig.13 : L'armature CST sera réalisée sur cette empreinte.

Fig.14 et 15 : Les renforts de bases sont tendus, passant en tour mort autour des cupules et polymérisés.

Fig.16 : Les barres sont à nouveau installées en bouche. La passivité de la structure et sa parfaite adaptation sont testées en bouche.

sa parfaite adaptation sont testées en bouche ; (Fig.16). Au laboratoire, l'armature est injectée ou pressée avec de la résine méthacrylate selon les protocoles du laboratoire ; (Fig.17). Il est donc bien constitué un matériau stratifié (résine acrylique - squelette fibré architecturé) capable de répondre spécifiquement aux fortes contraintes générées par la fonction en regard des points fixes matérialisés par les attachements

implantaires ; (Fig.18). La prothèse amovible retenue sur les attachements implantaires reste esthétique, légère et confortable : elle n'est pas rigidifiée par une plaque base métal, seule alternative de l'état de l'art ; (Fig.19).

L'armature architecturée ne modifie pas le caractère viscoélastique des résines, caractéristique que le patient apprécie en terme de confort.

Finition

Les attachements sont solidarisés et la prothèse installée.

Dans une structure composite, les renforts apportent en général plus de rigidité à la résine, et surtout, bloquent la propagation des inévitables microfissures créées par la fonction, « MAIS » à la condition impérative que les renforts soient liés et restent longtemps liés solidement à la résine.

À cette seule condition, jamais remplies par un renfort métallique, les prothèses acryliques fibrées résistent même dans la configuration limite en extension distale d'un implant de la figure 20 ; (Fig.20). Il est rappelé que l'extension maximale admise est de 11 mm pour la technologie CST fixée.

La prothèse amovible retenue sur les attachements implantaires reste esthétique, légère et confortable.

Clinique



DR B. CLUNET-COSTE, M. D.
GARAMPON ET M^{ME} L. BONENFANT

PARTIE III : TRAITEMENT
PROTHÉTIQUE IMPLANTAIRE CST

Une structure fibrée architecturée tri-dimensionnelle se construit donc par des moyens simples, en utilisant des tresses hybrides de fibres de verre photopolymérisables, solidement verrouillées sur les piliers implantaires.

Il est indispensable d'intégrer que l'organisation des renforts (distribution interne des fibres dans les renforts

et disposition spatiale des renforts) a été calculée pour limiter la fracture de l'acrylique même lorsque des efforts excentrés sont appliqués.

La solidité de la structure autoportante obtenue après inclusion dans une résine acrylique résulte très précisément de l'application attentive des protocoles de fabrication ; (Fig.20). ■

Fig.17 : Au laboratoire, l'armature est injectée ou pressée avec de la résine méthacrylate selon les protocoles du laboratoire.

Fig.18 : Il est donc bien constitué un matériau stratifié (résine acrylique - squelette fibré architecturé) capable de répondre spécifiquement aux fortes

contraintes générées par la fonction en regard des points fixes matérialisés par les attachements implantaires.

Fig.19 : Finition. Les attachements sont solidarisés et la prothèse installée.

Fig.20 : Visite à 24 mois.



Fig.17



Fig.18



Fig.19

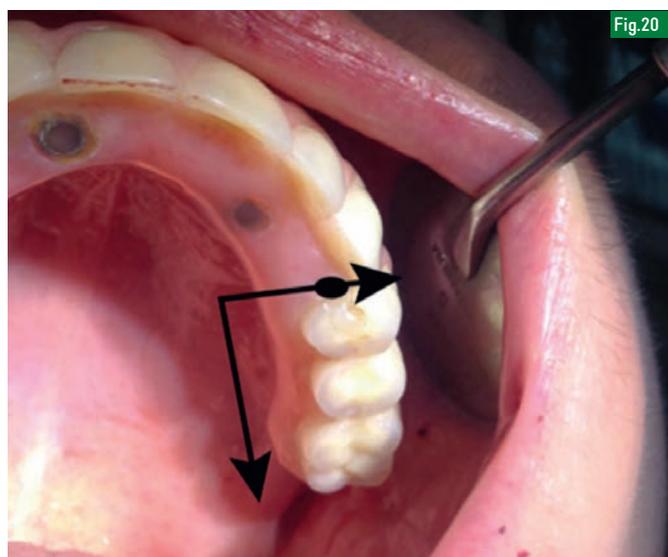


Fig.20



Fig.21

Fig.21 : Résultat final.

L'organisation des renforts (distribution interne des fibres dans les renforts et disposition spatiale des renforts) a été calculée pour limiter la fracture de l'acrylique.



Bio
Composants
Médicaux

www.dental-fiber-force.com

contact@biomedicaux.com

+33 (0)4 76 07 79 57

FABRICANT FRANÇAIS DEPUIS 1994