

[Biomécanique]

Prothèse amovible supra-implantaire Utilisation des grilles FIBER FORCE®

Auteurs

- Dr Bruno CLUNET-COSTE
Docteur en chirurgie dentaire, Grenoble
- Sandrine GARAMPON
Prothésiste dentaire Laboratoire CERAMCAD, Grenoble
- Sandrine LAGOUGE
Prothésiste dentaire Laboratoire CERAMCAD, Grenoble
- Yannick LE GUAY
Ingénieur matériau, BCM, ZA Cressonnière

Dans le cas d'édentements complets, les attachements axiaux permettent une bonne stabilisation des prothèses amovibles, mais leur rigidité excessive nuit à leur parfaite intégration par les patients. L'utilisation de grilles Fiber Force et de renforts fibrés permet une haute résistance aux contraintes alternées. Démonstration.

Dans les grands édentements complets mandibulaires, les attachements axiaux contribuent à un meilleur confort, exprimé par le patient, des prothèses amovibles. Conçus pour être fixés sur des racines naturelles, leur longévité a été souvent aléatoire sur le moyen terme: descellement des coiffes support, fracture des racines, fracture de la prothèse amovible ont été signalés. Un pronostic plus favorable est apparu avec les implants ostéointégrés. ⁽¹⁾ Le consensus de la conférence Mac Gill de 2002 a établi que la prothèse amovible supra implantaire avec deux implants ostéointégrés est la thérapeutique de référence actuelle pour le traitement de l'édentement complet mandibulaire. ⁽²⁾ La prothèse amovible doit aussi répondre aux impératifs habituels d'équilibre avec la surface d'appui, avoir des bords correctement modelés et être correctement équilibrée sans guidages déséquilibrants.



Fig. 1 -
La solution généralement proposée est de rigidifier les plaques bases au moyen d'armatures métalliques coulées.

Fig. 2 -
La grille FIBER FORCE® affiche une résistance à la rupture de l'ordre de 280 Mpa pour un renforcement de 15 % de verre en volume.



Fig. 3

Fig. 3 et 4 -
Les grilles (FIBER FORCE®) en FRC photopolymérisable.



Fig. 4

Déformation de la mandibule

Si ces critères d'adaptabilité de la prothèse, le nombre d'implants nécessaires, le type d'attachement sont abondamment documentés dans la littérature, d'autres données sont moins utilisées. L'idée que les muscles ptérygoïdiens latéraux puissent, en raison de leur obliquité, exercer une action compressive sur la mandibule revient à Grunewald en 1921. Aujourd'hui, il n'est plus contesté que la mandibule subisse une déformation élastique, aussi bien dans le mouvement à vide que lors de la mastication. Les branches horizontales de l'arc mandibulaire se rapprochent ou s'éloignent l'une de l'autre pendant la rétrusion, la protrusion et l'ouverture.

Des chiffres de 0,0 à 1,5 mm sont avancés pendant les mouvements d'ouverture et de 0,1 à 1,5 mm lors de la protrusion.^{(4) (5)} Cette déformation incontestable de la mandibule revêt une signification clinique importante:

- Est-il légitime de solidariser des superstructures rigides sur implants dans les grandes reconstitutions plurales?
- Est-il légitime d'utiliser des armatures métalliques rigides pour renforcer les prothèses amovibles supra implantaires?

«Le matériau constituant la prothèse supra-implantaire mandibulaire est soumis à des déformations importantes.»

Fracture des plaques bases

La cohabitation d'un appui ostéomuqueux et d'un appui implantaire pose aussi la question de la différence de comportement de ces structures.⁽³⁾ Au cours de la fonction, les selles prothétiques distales aux appuis implantaires sont soumises à des mouvements qui ont été décrits par G. Tabet: l'enfoncement de la selle et son décollement par rotation autour de l'axe sont matérialisés par l'appui implantaire (deux mouvements déstabilisants essentiels).

Il en résulte que le matériau constituant la prothèse supra implantaire mandibulaire (en général de la résine acrylique Pmma) est soumis à des déformations importantes avec de forts pics de contraintes en regard des piliers et des attachements. C'est en ce lieu que l'on constate cliniquement la fracture des plaques bases en acrylique supra implantaires, par cisaillement et rupture en fatigue.

La solution généralement proposée est de rigidifier ces plaques bases au moyen d'armatures métalliques coulées qui sont souvent contreplaquées au niveau des attachements. (Fig. 1)

Composites à renfort de fibre

Cette technique a des inconvénients dans le sens où elle s'oppose aux évidences biomécaniques décrites précédemment, puisque l'on devrait plutôt rechercher une prothèse qui accompagne les déformations mandibulaires et ostéomuqueuses plutôt que de tenter vainement de s'y opposer.

De plus, les prothèses sur PBM métalliques sont lourdes et onéreuses et finalement mal acceptées par les patients. Le matériau le mieux indiqué reste à ce jour la résine méthacrylate (Pmma) pour ses propriétés viscoélastiques, mais il est peu résistant en flexion, à l'impact, au cisaillement et aux contraintes alternées. Les matériaux composites à renfort de fibre (FRC) semblent mieux adaptés au cahier des charges d'une prothèse amovible supra implantaire mandibulaire⁽⁶⁾:

- Résistance à la flexion améliorée⁽⁸⁾
- Résistance à l'impact améliorée⁽⁷⁾
- Résistance au cisaillement importante⁽¹⁰⁾
- Résistance à la fatigue importante⁽⁹⁾
- Absence de métal
- Légèreté
- Esthétique
- Technique simple



Fig. 5 - Des attachements boule ont été vissés sur les implants après avoir observé une période de cinq mois d'ostéo-intégration des implants.



Fig. 6 - Le modèle de laboratoire équipé des répliques des attachements a été coulé en plâtre.



Fig. 7 - Un espace est aménagé pour laisser la place à la résine Pmma.



Fig. 8 - Des orifices sont pratiqués à la spatule dans le Spacer en cire, les taquets empêcheront la grille d'aller au contact du plâtre lors de la pressée ou de l'injection de la résine.



Fig. 9 - Les orifices sont remplis de résines Pmma photo ou auto, arasée au niveau de la cire et polymérisée.



Fig. 10 - La grille est appliquée sur le modèle, formée et photopolymérisée, ici, au moyen de la machine de formage Ivoclar Vectris VS1.



Fig. 11 - Les répliques des attachements sont enveloppés par les fils de trame et de chaîne qui forment un réseau solide autour de chaque élément.



Fig. 12 - La cire est éliminée et la grille polymérisée est remplacée sur le modèle.



Fig. 13 - Les taquets d'enfoncement sont de la grille et l'empêchent de coopérer avec le modèle en plâtre.

Résistance à la rupture

Ils permettent d'obtenir facilement un matériau à très forte résistance qui est beaucoup plus proche des caractéristiques bio mécaniques de l'os mandibulaire et capable d'accompagner efficacement ses déformations inévitables, tout en restant solide et esthétique.

Les propriétés viscoélastiques de ces matériaux (qui ont fonction d'amortissement) semblent aussi beaucoup plus adaptées à la destination de la pièce, car cette propriété peut être ajustée par le réglage du taux fibre/matrice.

La littérature scientifique estime le module de Young de l'os cortical à 20 Gpa et sa résistance à la rupture à 140 Mpa⁽⁹⁾. Quand une résine Pmma est sollicitée en flexion, elle casse à 80 Mpa, cette même résine Pmma renforcée avec des tissages de fibres équilibrés en trame et en chaîne (grille FIBER FORCE[®]) affiche alors une résistance à la rupture de l'ordre de 280 Mpa pour un renforcement de 15 % de verre en volume^{(10) (11)} (Fig. 2).

Le module d'élasticité de la résine Pmma ainsi renforcée sera de l'ordre de 6 à 8 Gpa, néanmoins, si l'on double la grille FIBER FORCE[®] d'une fibre UD FIBER FORCE[®] de haut module, le résultat atteint est un module de l'ordre de 10 à 14 Gpa.⁽¹¹⁾ Le matériau semble donc tout à fait approprié pour renforcer les bases des prothèses supra implantaires. C'est pourquoi les grilles et tresses FIBER FORCE[®] en FRC photopolymérisable sont parfaitement adaptées. En effet, elles répondent à tous les critères qualitatifs du cahier des charges. (Fig. 3 et 4)

Application clinique

Quatre implants (EASY IMPLANT) ont été insérés à la mandibule pour stabiliser une prothèse amovible supra implantaire. Des attachements boules ont été vissés sur les implants après avoir observé une période de 5 mois d'ostéointégration des implants. (Fig. 5)

Le modèle de laboratoire équipé des répliques des attachements a été coulé en plâtre. (Fig. 6) Une plaque de cire de 0,2 mm (spacer) est appliquée sur le modèle pour servir d'espaceur.

En effet, la grille ne doit pas reposer au contact du plâtre et, ultérieurement, de la muqueuse. Un espace est donc aménagé pour laisser la place, lors de l'injection, à la résine Pmma. (Fig. 7) Des orifices sont pratiqués à la spatule dans le Spacer en cire, réparties sur les selles, préfigurant les taquets qui empêcheront la grille d'aller au contact du plâtre lors de la pressée ou de l'injection de la résine. (Fig. 8) Ces orifices sont remplis de résine Pmma photo ou auto, arasée au niveau de la cire et polymérisée avec une lampe à photopolymériser à main ou LED, le cas échéant. (Fig. 9)

Intégration d'un réseau fibré dense

La grille est appliquée sur le modèle, formée et photopolymérisée (ici, au moyen de la machine de formage Ivoclar Vectris VSI), mais n'importe quel moyen approprié peut être utilisé: sac à vide, machine de formage pour gouttière, etc. (Fig. 10) Elle coopère intimement avec la cire et le modèle. Les répliques des attachements sont enveloppées par les fils de trame et de chaîne qui forment un réseau solide autour de chaque élément. (Fig. 11)

polymérisées avec une goutte de composite fluide photo polymérisable.

L'ensemble est durci dans une enceinte à photopolymériser de laboratoire. La résine est pressée ou injectée selon les protocoles habituels, pressage au moufle ou injection.

L'appareillage est poli et lustré. (Fig. 16) La photographie en transparence objective bien la présence

«Le matériau est soumis à des déformations importantes avec de forts pics de contrainte.»

La cire est éliminée et la grille polymérisée est replacée sur le modèle. (Fig. 12) Les taquets d'enfoncement sont bien solidaires de la grille, l'empêchant de coopérer avec le modèle en plâtre. (Fig. 13) Une ou plusieurs tresses ou fibres UD FIBER FORCE® sont rajoutées en lingual des attachements en fonction des conditions occluso-fonctionnelles. (Fig. 14 et 15) Elles sont collées et

d'un réseau fibré dense intégré dans la masse de la résine acrylique. (Fig. 17)

Les attachements de précision en matériau visco-élastique (Easy Implant) sont collés en bouche dans ce cas clinique. (Fig. 18) Cependant, ce collage peut parfaitement être opéré au laboratoire.



Fig. 14



Fig. 15

Fig. 14 et 15 - Une ou plusieurs tresses ou fibres (UD FIBER FORCE®) sont rajoutées en lingual des attachements en fonction des conditions occluso-fonctionnelles.



Fig. 16 - L'appareillage est poli et lustré.

Conclusion :

Conditions de mise en œuvre

Les matériaux composites renforcés aux fibres sont particulièrement indiqués pour fabriquer des prothèses amovibles supra implantaires dans le sens où leurs propriétés physiques sont modulables par ajustement des proportions respectives du renfort fibreux et de la matrice résineuse. Les propriétés viscoélastiques et la résistance importante du matériau composite renforcé par de la fibre de verre sont adéquates pour cette application.

Cette haute résistance aux contraintes alternées peut être obtenue sous réserve que les conditions de mise en œuvre de ces matériaux soient respectées.

L'imprégnation par voie humide au contact (imprégnation de tissus secs par le prothésiste avec de la résine fluide) ne permet pas de garantir une haute tenue en fatigue, car les fibres sont généralement mal mouillées et les résultats esthétiques et mécaniques dépendent du travail de l'opérateur.

Une mauvaise imprégnation de la fibre de verre fragilise l'interface fibre résine, laissant une trace blanche visible sous la prothèse. Les contraintes mécaniques sont alors mal transmises aux fibres sensées y résister. Les grilles et tresses FIBER FORCE® sont pré-imprégnées industriellement et complètement incluses dans une résine méthacrylate spécialement formulée à cet égard.

Ce procédé garantit les constantes mécaniques recherchées, de ce fait, le résultat n'est plus dépendant du praticien. Pour atteindre une meilleure tenue en fatigue dans le temps, il est préférable d'appliquer et de photopolymériser les grilles sous vide ou pression.

Une excellente adaptation de la grille au modèle en plâtre est ainsi obtenue, permettant de garantir l'épaisseur finale de la prothèse, et par là même, d'améliorer le confort en bouche pour le patient.



Fig. 17 -
La photographie en transparence démontre la présence d'un réseau fibré dense intégré dans la masse de la résine acrylique.



Fig. 18 -
Les attaches de précision en matériau visco-élastique (Easy Implant) sont collés en bouche.

Bibliographie

1. Assemat-Tessandier X. La prothèse supra implantaire mandibulaire: Les boutons pressions. *Implant* 2000;2:144-122.
2. Feine JS et All. The Mac Gill consensus statement on overdentures. Mandibular two implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17(4):601-602
3. Sadovsky SJ, Caputo AA. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. *J Prosthet Dent* 2004; 92(4): 328-336.
4. Ernst Jürgen Richter. *Revue mensuelle suisse Odontologique*; Vol 109:2. 1999
5. J. C. Ferré R. et coll. *Rev. Surgical and radiologic Anatomy*. Springer Paris. Vol.7 N3: 183-192. Study of the deformations of the isolated mandible under static constraints by simulation on a physicomathematical model
6. B. CLUNET-COSTE, B. MANEUF, Le concept TARGIS VECTRIS. *L'information Dentaire*, N°32, Sept 1998.
7. Kim SH, Watts DC. The effect of reinforcement with woven E-glass fibers on the impact strength of complete dentures fabricated with high-impact acrylic resin. Department of Prosthetic Dentistry, Ewha University, Seoul, Republic of Korea.
8. *ENGINEERED MATERIALS HANDBOOK. COMPOSITES*. ASM International. Park Ohio, pp.35, 179, 1987
9. J.-M. Cagnet (1) et coll. *Revue de chirurgie orthopédique*. 2003; 89, 346-352.
10. Claude BATHIAS, *Fatigue des matériaux composites à matrice polymère et fibres longues Dossier*: A7760.11.1991 Archives matériaux
11. Données internes BCM. ZA Cressonnaire. Tullins. 38. France

Cet article fut publié à l'origine dans la revue *Dentoscope*, no 38, 9 octobre 2008, p. 20-24. Ce texte est reproduit avec autorisation.