

MATÉRIAUX, TECHNOLOGIES ET SYSTÈMES NOUVEAUX ET ÉPROUVÉS

JAKOB WIRZ

Institut de science des matériaux dentaires, technologie et propédeutique, Centre de médecine dentaire de l'Université de Bâle

(Traduction française de J.-F. Ducaud)

(Bibliographie, figures et tableau voir texte allemand, page 214–224)

La pléthore d'alliages disponibles sur le marché sème le doute chez les dentistes ainsi que chez les patients. La demande en restaurations exclusivement «tout céramique» est de ce fait légitime, mais pas toujours réalisable. La technologie moderne du titane et la technique de galvanoplastie optimisée offrent à la dentisterie restauratrice de nouvelles possibilités thérapeutiques, avec des avantages particulièrement intéressants concernant le pronostic à long terme, la biocompatibilité, la précision, les possibilités de scellement et l'esthétique. La courte description qui suit des caractéristiques de ces nouvelles technologies, ayant fait leurs preuves, du titane et de la galvanoplastie, fait le pont sur l'état actuel des possibilités cliniques qu'elles offrent.

Mots-clés: biocompatibilité, biomatériaux, technologie du titane, galvanoplastie

Introduction

La dentisterie esthétique, mot d'ordre du proche passé, se trouve maintenant concurrencée par la nouvelle notion de «médecine dentaire biocompatible». Après que de nombreux matériaux et produits dentaires aient été la cible, à tort ou à raison, de bombardements massifs en général, et dans les mass media en particulier, les chercheurs, les scientifiques, les cliniciens et techniciens n'ont pas ménagé leurs efforts pour faire triompher l'éclosion de nouveaux matériaux à tendance biologique.

Dans le secteur de la technologie récente des matériaux, on a pu rendre complètement utilisable le titane, ce métal unique sur le plan biologique et au domaine d'applications étendu en médecine dentaire conservatoire (WIRZ et al. 1994a, b, c; WIRZ & BISCHOFF 1997).

Dans les techniques d'assemblage, le soudage au laser a lancé un défi victorieux au problème biologiquement discutable des points de soudure de tout type d'alliage. Le vœu, ardemment émis depuis longtemps, de n'utiliser qu'un seul et unique alliage dans une même cavité buccale, peut ainsi s'accomplir extraordinairement, même en prothèse implantaire.

À côté de cela, la technique récente de galvanisation, permet de faire entrer en ligne de compte des moyens thérapeutiques nouveaux, porteurs d'avenir, dans les domaines des obturations et de la prothèse conjointe unitaire et plurale.

Des pièces prothétiques en or fin, obtenues par déposition galvanique et céramisées ultérieurement sans oxydes de liaison, peuvent, grâce à leur précision inégalable, être durablement scellées à l'aide d'un ciment au phosphate de zinc, lequel a fait les preuves de son innocuité depuis des décennies (DIEDRICH & ROSENHAIN 1995; BUSCH 1995; WIRZ et al. 1996a et b).

Le titane en médecine dentaire

Le matériau titane

Les extraordinaires propriétés physico-chimiques et biologiques du titane sont connues depuis longtemps déjà. Ce métal fut tout d'abord introduit en médecine humaine par la chirurgie orthopédique principalement, pour les ostéosynthèses et les prothèses articulaires. La médecine dentaire ne commença quant à elle à se servir de ce matériau inoffensif qu'au début des années 70, avec les implants

endo-osseux (STEINEMANN & PERREN 1985; SCHROEDER et al. 1988).

Le titane est exceptionnellement réactif et se situe à l'échelon le plus bas de l'échelle des potentiels thermodynamiques. Ainsi se trouve-t-il inactivé par oxydation, en l'espace d'un millièbre de seconde, dès qu'il est mis en présence d'oxygène, par formation instantanée à sa surface d'une couche d'oxyde isolante.

Le titane, dont la surface est donc toujours recouverte de dioxyde de titane, se comporte, lors des études expérimentales électrochimiques (échelle d'intensité pratique) de manière très voisine des alliages à forte teneur en métaux précieux. Dans le milieu biologique de l'organisme (échelle d'intensités in vivo), où se forment des acides, des bases, des bactéries, des enzymes et des ferments complexes, liés à l'environnement, il affiche une solubilité infime (10^{-12} mole) et un degré de corrosion extrêmement bas qui le met tout à fait en tête en matière de tolérance biologique (WIRZ & STEINEMANN 1987; WIRZ & BISCHOFF 1997), (fig. 1).

Les procédés électrochimiques ou mécaniques de traitement de surface des implants tendent tous à obtenir une surface rugueuse pour accroître l'interface microscopique implant-os, afin que le tissu osseux puisse croître sur une surface accrue d'oxyde de titane. Ceci est obtenu, soit par addition de particules de titane projetée sous atmosphère de gaz rare et sous très hautes températures à l'aide d'un arc lumineux selon la technique des plasmas (fig. 2), soit par obtention de micro-rugosités de surface par soustraction (sablage, attaque chimique, anodisation). Cela aboutit à cette liaison chimique que l'on nomme ostéointégration (BRÄNEMARK 1986) et que SCHROEDER (1976) qualifiait de «raidissement ankylosique». Cet assemblage entre l'os et la surface accrue de titane est considéré aujourd'hui comme étant à la base de la biocompatibilité des implants en titane, et par conséquent de leur succès clinique (STEINEMANN & PERREN 1985; SCHROEDER et al. 1988, WIRZ & BISCHOFF 1997).

Il n'est, à notre connaissance, fait mention dans aucune publication scientifique de par le monde, d'une quelconque allergie ou intolérance au titane, qui se comporte donc de façon bio-inerte.

La coulée du titane

Pendant longtemps en médecine dentaire, on n'a pu produire de pièces coulées satisfaisantes en titane, en raison de son point de fusion élevé (1668 °C). Seules les pièces confectionnées à froid pouvaient être utilisées (implants, vis, tenons, etc.). Les tentatives de coulée dans des revêtements compensateurs dentaires ont longtemps échoué devant la formation en surface d'une zone épaisse de 200 microns au moins de réaction indésirable (nommée couche α -case) et présentant un caractère surélevé, dur et cassant. L'hétérogénéité que présente cette couche entraîne des inclusions dans le revêtement et des arrachements microscopiques qui rendent la coulée inutilisable (WIRZ 1993a, WIRZ & BISCHOFF 1997), (fig. 3).

La coulée du titane, écartée un certain temps et peu éprouvée, fut réintroduite prématurément dans la pratique malgré ses insuffisances. Ainsi le titane apparut-il lui-même sous un jour douteux, comme un matériau que l'on ne saurait comparer à aucun des métaux nobles dont la coulabilité était reconnue depuis des décennies. De nombreux utilisateurs futuristes se sont à l'époque résignés ou ont essayé de combler cette lacune de la coulabilité insatisfaisante du titane en recourant à des technologies nouvelles, comme le CAD/CAM, le DCS, et la l'électroérosion. Malheureusement, aucun de ces procédés de transformation à froid n'a pu remettre convenablement les choses en ordre, ni pour

l'obtention de la précision souhaitée, ni pour le rapport coûts/avantages, c'est pourquoi pas une seule n'a percé jusqu'à présent. Cependant le titane coulé a connu depuis peu une renaissance inattendue, du fait que soudainement et de façon presque révolutionnaire, il est devenu possible de régler les principaux problèmes de sa technologie dentaire, de telle façon que ce matériau biologique unique est ainsi soudain devenu utilisable dans le très vaste domaine dentaire. On peut à cet égard parler d'un saut quantique dans le domaine prothétique.

Avec les revêtements modernes et les frondes optimisées, la coulée du titane est parvenue récemment à faire sa percée. On peut aujourd'hui obtenir par coulée expansive, des pièces en titane qui atteignent presque la précision et la pureté de structure de celles obtenues avec des alliages précieux à forte teneur en or (WIRZ et al. 1994a, b). La tristement célèbre couche α -case a été réduite à son minimum et peut être éliminée par des procédés mécaniques, chimiques ou électrochimiques, ou par leur combinaison (fig. 4 et 5).

Le traitement des surfaces en titane

Les sceptiques et les opposants au titane coulé (issus de la branche des métaux précieux) ont toujours fait le reproche que la surface des pièces obtenues favoriserait l'accumulation de plaque et les dépôts de tartre en bouche. Ceci s'est produit car, par le passé, il n'existait pour leur polissage ni procédure bien définie, ni matériel approprié. Ces détracteurs ont ignoré l'évidence que des moyens spéciaux adéquats avaient été mis au point entre-temps. Des sets de polissage pour le titane permettent, depuis peu, d'obtenir des surfaces en titane si bien polies qu'elles peuvent soutenir sans difficulté la comparaison avec des surfaces en alliages de métaux précieux (WIRZ et al. 1996c; WIRZ & BISCHOFF 1997), (fig. 7).

Liaison résine-titane

Si l'on utilise un traitement de surface tribochimique (Rocatec) ou d'autres procédés modernes de silanisation (Kevloc, Zeta, etc.) les résines se lient sans problème (chimiquement et durablement dans les conditions du milieu buccal) aux surfaces de titane, et ce, qu'il s'agisse de l'incrustation vestibulaire de couronnes ou de ponts, de bases de prothèses amovibles, ou d'appareils orthodontiques (WIRZ et al. 1996d).

Céramisation du titane

Des poudres spéciales de céramique dentaire à basse fusion sont devenues nécessaires pour la liaison titane-céramique. Si la température critique de 882 °C est dépassée

Tab. 1 Spectre d'indication des trois types d'alliages biocompatibles

Utilisation	Titane	Alliage Au	Alliage Co/Cr
Obturations coulées	+	++	-
Couronnes	+	++	+
Bridges CCM	++	++	++
Bridges à incrustation résine	++	+	++
Ponts collés	++	-	++
Éléments adhésifs	++	-	++
Châssis prothétiques	++	+	++
Éléments de construction	++	++	+
Éléments d'orthodontie	+	-	++
Vis et tenons	++	++	++
Implants	+++	-	+
Appréciation	20	12	17

pendant la céramisation d'une pièce en titane, la structure cristalline α stable du titane se transforme en structure β de qualité inférieure, ce qui rend l'armature inutilisable. De telles masses de céramique spéciales pour le titane sont déjà disponibles dans le commerce, mais on ne dispose à vrai dire de presque aucun résultat clinique à long terme. Cependant les résultats actuels sont porteurs d'espoirs (WIRZ & BISCHOFF), (fig. 9).

Mise en œuvre clinique

Aujourd'hui la technologie du titane a certainement rattrapé la technologie des métaux précieux pour l'élaboration de restaurations dentaires, et elle l'a même dépassée pour ce qui concerne son spectre d'indications, en particulier sa possibilité de combinaison avec la prothèse implantaire (WIRZ 1993a, WIRZ & BISCHOFF 1997), (tab. I).

L'unité à laquelle on tend par l'unicité métallique (un seul métal ou alliage pour la restauration de la cavité buccale) peut être atteinte sans difficulté aujourd'hui, aussi bien en prothèse hybride (barres, télescopes, ancrages sphériques et aimants enrobés de titane), qu'en prothèse sur implants conjointe ou adjointe. Les quelques exemples cliniques suivants, tirés de cette volumineuse étude en cours sur le titane, mais encore inachevée, attestent ces progrès (WIRZ & BISCHOFF 1997), (fig. 10 à 12).

Le modelage galvanique (galvanofarming)

Technologie galvanique

Compte tenu de la multiplicité actuelle des alliages dentaires, et des manifestations d'intolérance qui sont liées à leur utilisation combinée, la nouvelle technologie du modelage galvanique revêt une signification primordiale. Elle met en effet à notre disposition un moyen thérapeutique qui, tout en tenant compte des exigences esthétiques et biologiques, s'avère d'un pronostic favorable à long terme (DIEDRICHS & ROSENHAIN 1995; WIRZ et al. 1995). Biocompatibilité élevée, précision, respect de la pulpe, cimentabilité, esthétique et coûts de fabrication modérés, comptent parmi les principaux avantages des pièces galvanofarmées (WIRZ & JÄGER 1996; WIRZ et al. 1996a).

La fabrication de restaurations galvaniques au laboratoire s'effectue avec des appareils simples. Une galvanisation de 10 à 12 heures permet d'appliquer une couche de 0,2 à 0,4 mm (selon la stabilité mécanique désirée) sur la face interne des coiffes ou obturations. Ces armatures galvanofarmées, avec une dureté Vickers de 150 (environ 50 après cuisson), composées de 99,9% d'or fin, se révèlent, par rapport aux coulées en alliages nobles, comme tout à fait homogènes et exemptes de porosités par retrait métallique pendant la solidification. De plus, elles ne nécessitent pas pour se lier avec la céramique, de couche d'oxyde non noble et biologiquement douteuse (WIRZ 1993a; WIRZ et al. 1994d), (fig. 13 à 15). Toutes les masses céramiques courantes du commerce sont utilisables pour la cuisson sur une armature galvanofarmée. La liaison entre la céramique et l'or fin provient principalement de leur adhésion sans faille (WIRZ et al. 1995), (fig. 16).

Applications cliniques

Couronnes unitaires

Les figures 17 et 18 montrent des constructions prothétiques sur couronnes galvano-céramiques. Celles-ci peuvent remplacer les CCM conventionnelles, non seulement du point de vue esthétique, mais aussi sur le plan fonctionnel.

Avantages:

La couronne galvanique apporte les avantages suivants:

- préparation économe de tissus dentaires (respect pulpaire)
- adaptation extrêmement précise
- facilité de scellement (ciment oxyphosphate)
- biocompatibilité (absence d'oxydes toxiques)
- esthétique (armature dorée)
- proportion de céramique plus élevée
- bon pronostic à long terme
- coûts de fabrication inférieurs à ceux d'une CCM (de Sfr. 50.- environ)

Inconvénients: Aucun

Bridges

Il est possible de réaliser des petits ponts et également d'endosser la responsabilité clinique. Pour l'élaboration des éléments intermédiaires, diverses procédures ont été conseillées (BUSCH 1995, GIEZEDANNER 1996, WIRZ et al. 1996b), (fig. 19).

On peut également silaniser les armatures galvaniques et utiliser les résines modernes en lieu et place de la céramique.

Prothèses et ponts télescopiques

En règle générale, les parties primaires des travaux télescopiques sont des coiffes en or coulé, tandis que les parties télescopiques secondaires sont réalisées par le procédé galvanique, sans rétentions mécaniques supplémentaires, et fixées chimiquement dans la résine de l'interados prothétique après silanisation, ou bien collées ou soudées au laser sur un châssis métallique (BUSCH 1995, WIRZ et al. 1996b), (fig. 20 à 22).

Inlay galvanique

Les inlays et onlays galvaniques sur prémolaires et molaires se distinguent par leur parfaite précision d'adaptation, et peuvent de ce fait être scellés sans hiatus au ciment oxyphosphate de zinc. Le bord d'or périphérique qui les caractérise peut être taxé d'inconvénient, ou pour le moins de petit défaut d'esthétique (fig. 23). On peut s'attendre à ce que le joint obturation-dent reste pratiquement intact, même après des années de contraintes en bouche, ce qui n'est sans doute pas le cas pour les obturations en céramique collées au composite (WIRZ & JÄGER 1996).