

UNIVERSITÉ DE NANTES
UNITÉ DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Année : 2012

N° :

**LE TITANE EN PROTHÈSE ADJOINTE :
ANALYSE CRITIQUE DE LA LITTÉRATURE**

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE
DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

*présentée
et soutenue publiquement par*

Jérémie FOUCAULT

né le 09/01/1986

le 28/06/2012 devant le jury ci-dessous

Président : Monsieur le Professeur Bernard GIUMELLI
Assesseur : Monsieur le Docteur Gilles AMADOR DEL VALLE
Assesseur : Monsieur le Docteur Aurélien FRUCHET

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur François BODIC

Sommaire

Introduction	4
I) Le Titane	5
1.1) Propriétés générales	5
1.1.1) Propriétés chimiques.....	5
1.1.2) Propriétés thermiques	5
1.1.3) Propriétés magnétiques	6
1.2) Production et composition.....	6
1.3) Mise en forme	7
1.3.1) Les procédés de coulée	8
1.3.1.1) La coulée par pression-dépression	8
1.3.1.2) La coulée par centrifugation	10
1.3.2) Les procédés d'usinage.....	10
1.3.3) Les procédés d'électroérosion.....	11
1.4) Le titane et ses alliages.....	11
1.4.1) Les solutions solides d'insertion.....	12
1.4.2) Les solutions solides de substitution	13
1.5) Applications du titane et de ses alliages.....	13
II) Les avantages du titane et de ses alliages en prothèse amovible.....	15
2.1) Propriétés mécaniques	15
2.1.1) Faible rigidité/module d'élasticité.....	15
2.1.2) Résistance mécanique.....	17
2.1.3) Faible densité.....	19
2.2) Biocompatibilité.....	21
2.3) Hypoallergénie	22
2.4) Propriétés électrochimiques (résistance à la corrosion)	24
2.5) Mouillabilité	26
2.6) Facilité de soudage laser.....	27
2.7) Adhésion à la résine.....	28
2.8) Abondance naturelle et stabilité du cout	29
III) Les limites du titane et de ses alliages en prothèse amovible.....	30
3.1) Faible rigidité	30
3.2) Coloration et toxicité du Vanadium.....	32
3.3) Dégradation en milieu acide et fluoré.....	33

3.4) Difficulté de coulée.....	34
3.5) Couche de réaction (alpha-case).....	37
3.6) Coût élevé.....	39
3.7) Faible conductivité thermique.....	39
Conclusion.....	40
Références bibliographiques.....	41
Iconographie :.....	45

Introduction

Tout chirurgien dentiste se doit d'adapter sa thérapeutique face à une situation clinique donnée. Or, à l'heure où les possibilités de traitements sont légions et ne cessent d'augmenter, grâce à la recherche, le chirurgien dentiste contemporain se voit contraint de faire des choix qui n'existaient pas auparavant. En effet, il n'y a pas si longtemps, l'édentement, qu'il soit partiel ou complet, ne laissait guère le choix dans la technique de remplacement des dents.

Aujourd'hui, grâce à la découverte des possibilités offertes par le titane nous avons le choix dans le type de prothèse dentaire à utiliser. Le titane a, en effet, permis de mettre au point la technique implantaire, réputée pour apporter confort, fonctionnalité et esthétique. Cette technique «idéale» n'est pas toujours applicable d'un point de vue anatomique et sa technicité requiert un investissement financier ainsi que temporel de telle manière que les méthodes traditionnelles de prothèses adjointes (ou amovibles) restent toujours d'actualité.

Néanmoins, le titane a mis l'accent sur la « biocompatibilité ». Cette notion est devenue une véritable priorité dans le monde médical. Grâce aux moyens actuels d'accès à la connaissance et par les idées véhiculées par les médias, c'est également une priorité pour nos patients (à juste raison mais parfois dans l'excès comme nous le montre la polémique des amalgames).

Par ailleurs, le titane est un métal « à la mode » que l'on retrouve partout : branches de lunettes, bijoux, montres, lames de tondeuse, il fait même le titre d'une chanson d'un célèbre Disk Jockey français, alors pourquoi ne serait-il pas au sein de nos prothèses amovibles?

Tout ceci nous mène à une double-problématique. Si la technique implantaire est écartée, y a-t-il tout de même une place pour le titane au sein de la prothèse amovible ? De plus, face à la pression de la biocompatibilité, les méthodes classiques de prothèses amovibles en cobalt-chrome ne montrent-elles pas leurs limites ?

Ce mémoire de thèse n'a pas la prétention de donner les indications du titane en prothèse amovible mais simplement de fournir au praticien des éléments pour le guider dans ses choix. Après avoir redéfini le titane et ses propriétés, nous tenterons de répondre à la problématique en abordant ses avantages puis ses limites.

I) Le Titane

1.1) Propriétés générales

1.1.1) Propriétés chimiques

Le titane est un élément chimique métallique de symbole Ti et de numéro atomique 22 (3). Il se présente, à l'état pur, sous deux formes allotropiques, c'est-à-dire qu'il existe sous deux structures cristallines différentes. En dessous de 882°C, il est sous forme hexagonale, on parle de titane « alpha » (Ti α). Au-dessus de cette température et jusqu'à sa température de fusion (1670°C) il est sous forme cubique centrée, on parle de titane « bêta » (Ti β) (cf. Fig. 1). La température de transition $\alpha \leftrightarrow \beta$ est appelée transus β (T β). Sa masse volumique est de 4,5 g/cm³. Sa principale caractéristique chimique est son excellente résistance à la corrosion (27).

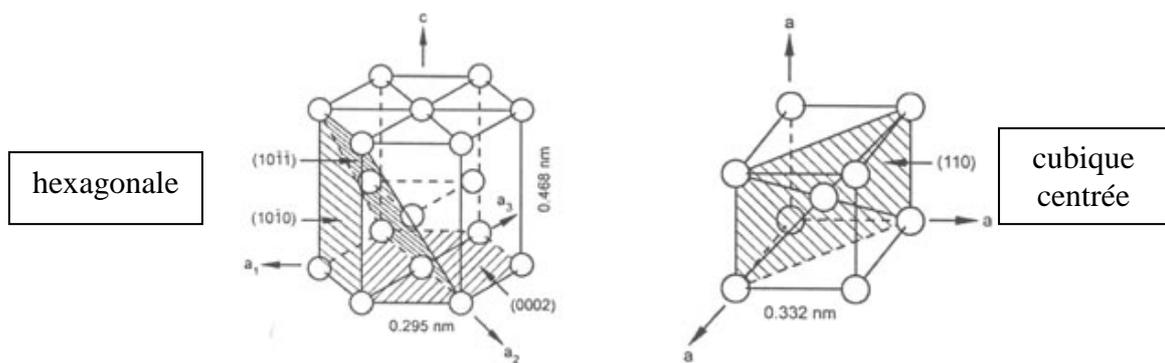


Figure 1 : Structures cristallines du titane
d'après P. GHYSELS, 2006

1.1.2) Propriétés thermiques

La conductivité thermique est la quantité de chaleur transférée par unité de surface et par unité de temps. Pour le titane, elle est de l'ordre de 19 W/m.K, ce qui est assez faible comparativement aux autres métaux employés en dentisterie (3).

Le coefficient d'expansion thermique (ou coefficient de dilatation) mesure l'augmentation de volume en fonction de la température. Il est de l'ordre de $8,5 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ (3). Ce coefficient se rapproche de celui de la dentine et de l'émail, ce qui intéresse le domaine de la prothèse fixée (cf. Fig. 2). En revanche, cette valeur diffère des autres alliages utilisés et nécessitera l'emploi de céramiques particulières pour les couronnes céramo-métalliques.

Matériaux	CET (10 ⁻⁶ /°C)
Or	14,3
Dentine	8,4
Email	11,2
Titane commercialement pur	8 - 9

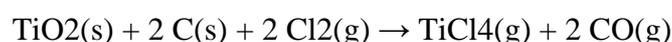
Figure 2 : Tableau des coefficients d'expansion thermique
d'après G. GREGOIRE, 2010

1.1.3) Propriétés magnétiques

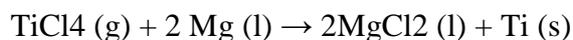
La susceptibilité magnétique est la capacité d'un matériau à s'aimanter sous une impulsion magnétique. Le titane a une susceptibilité magnétique (moment magnétique spécifique) de $3,2 \cdot 10^{-6}$ uem/g, ce qui est faible par rapport aux autres métaux utilisés en odontologie (3). On le qualifie d'ailleurs d'« amagnétique ». Cette propriété est particulièrement intéressante pour les patients susceptibles de subir des examens radiographiques à type de TDM (tomodensitométrie), IRM (imagerie par résonance magnétique) et RMN (résonance magnétique nucléaire). Ainsi, le titane ne produira pas d'artéfacts sur les clichés et n'altérera pas le diagnostic radiologique (24).

1.2) Production et composition

Le procédé d'extraction prédominant du titane est le même depuis 1932. Inventé par Guillaume KROLL, il nécessite des installations industrielles très lourdes ainsi qu'une forte consommation d'énergie. Il existe ainsi une vingtaine de projets de « recherche et développement » afin de trouver un autre procédé qui ferait considérablement baisser le cout de production du titane (3). Le procédé de Kroll consiste à réduire l'oxyde de titane isolé de son minerai, par du magnésium. On effectue tout d'abord une carbochloruration de l'oxyde de titane sous une température de 800°C, selon la réaction :



Le tétrachlorure de titane obtenu est ensuite récupéré par condensation et purifié par distillation. Puis, toujours sous phase gazeuse, il est réduit par du magnésium liquide selon la réaction :



Enfin, le magnésium est séparé par distillation et l'on obtient ainsi du titane solide poreux, appelé éponge de titane (46).

Les éponges de titanes sont ensuite compactées et soudées afin d'obtenir un lingot de titane dit « commercialement pur », dont le grade peut varier en fonction du pourcentage des différents éléments de sa composition (46). En effet, le titane commercialement pur (TCP), présente sur le plan chimique des éléments incorporés tels que l'oxygène, le fer, le carbone, l'azote et l'hydrogène. On distingue ainsi quatre grades (cf. Fig. 3).

Composition chimique (% en poids)						
	Fe max	O max	N max	C max	H max	Ti
Grade 1	0.15	0.12	0.05	0.06	0.013	Reste
Grade 2	0.20	0.18	0.05	0.06	0.013	Reste
Grade 3	0.25	0.25	0.05	0.06	0.013	Reste
Grade 4	0.30	0.35	0.05	0.06	0.013	Reste

Figure 3 : Tableau des compositions chimiques du titane « commercialement pur »
d'après G. GREGOIRE, 2010

1.3) Mise en forme

Il existe, à l'heure actuelle, une vingtaine de systèmes différents de mise en forme du titane ou de ses alliages en odontologie. Tous ces systèmes reposent sur trois grands principes : le principe de coulée (celui qui nous concerne), d'usinage et d'électroérosion (13).

1.3.1) Les procédés de coulée

Il s'agit des seuls procédés actuellement compatibles avec les exigences de structure des crochets et de la plaque base métallique employées en prothèse amovible. Ces procédés permettent, en effet, la réalisation de pièces unitaires très précises et de formes complexes (13).

La fusion du titane est obtenue soit par induction soit par arc électrique, selon les systèmes actuels. La coulée est ensuite réalisée soit par centrifugation soit par principe de pression-dépression (13,38).

1.3.1.1) La coulée par pression-dépression

Initialement développée pour répondre aux exigences du titane, elle est aujourd'hui également applicable aux autres alliages (13, 38).

La machine se compose de deux chambres. Dans la chambre supérieure se trouve le métal en fusion qui, sous la pression d'un gaz inerte (le plus souvent de l'argon), se trouve projeté dans la chambre inférieure, où le vide a été fait auparavant (cf. Fig. 4 à 6).



Figure 4 : Machine de coulée du titane par arc/pression-dépression
d'après le laboratoire SANDERS, 2012

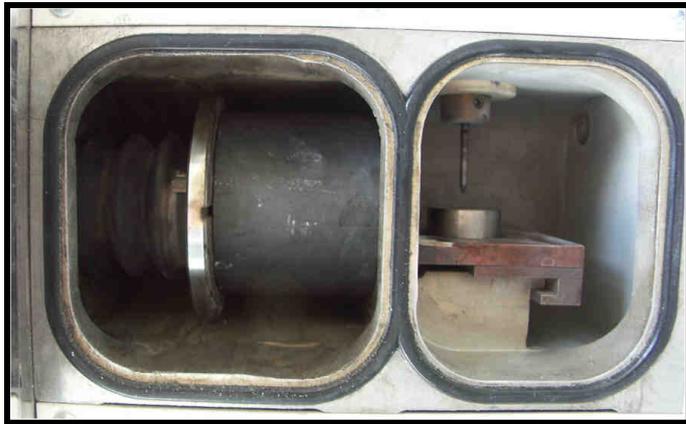


Figure 5 : Chambres de fusion et de coulée, avant puis après basculement d'un quart de tour d'après le laboratoire SANDERS, 2012

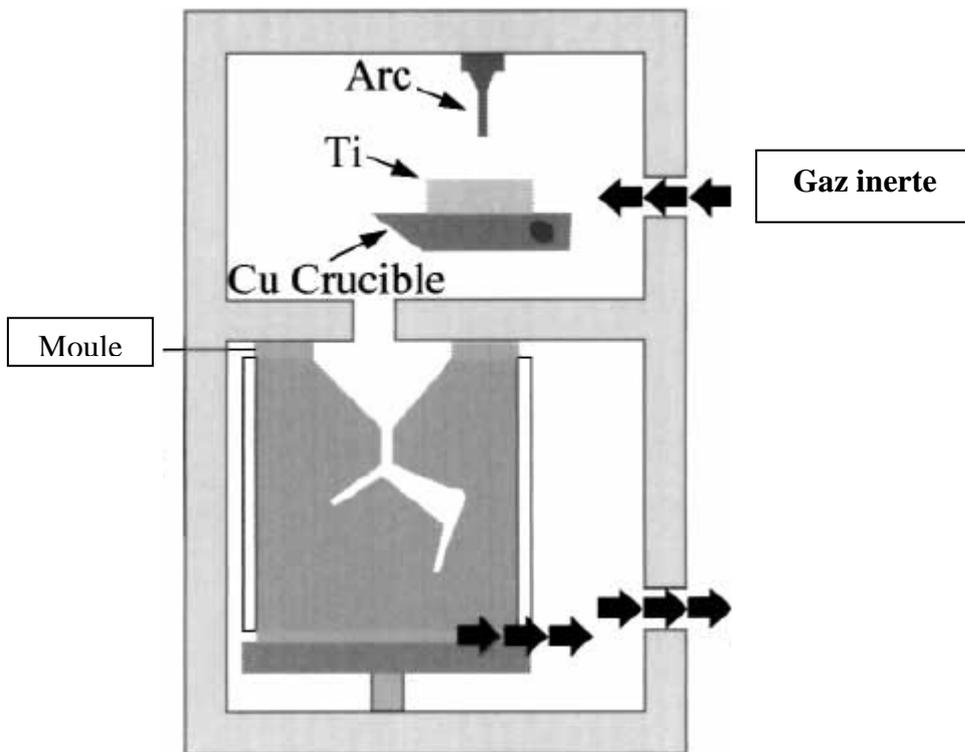


Figure 6 : Schéma d'une machine de coulée par pression-dépression à arc électrique d'après S. ZINELIS, 2000

1.3.1.2) La coulée par centrifugation

Après sa fusion, le métal est projeté au sein du moule par la force centrifuge. Ce procédé utilise des frondes verticale ou horizontale (cf. Fig. 7). L'accélération initiale (qui correspond à la force appliquée à l'alliage en fusion) conditionne la réussite de la coulée, elle est plus importante dans les frondes verticales. Etant donné la faible densité du titane, ce procédé a dû être adapté pour que la vitesse de rotation et l'accélération initiale des frondes soient augmentées. La coulée s'effectue sous vide et sous gaz inerte (38).



Figure 7 : Machine de coulée par induction/centrifugation
d'après le laboratoire BONGERT, 2012

1.3.2) Les procédés d'usinage

L'usinage consiste à enlever de la matière à partir d'une pièce brute afin d'obtenir une forme désirée. L'usinage mécanique direct du titane et de ses alliages est permis grâce à un outillage à vitesse de coupe lente ainsi qu'un système de refroidissement approprié. Le grand avantage de ce principe, est qu'il fournit un excellent état de surface de la pièce usinée (absence de couche de réaction ou de porosité interne).

Ce principe fait appel aux systèmes de conception et de fabrication assistées par ordinateur (CFAO). Ce système est aujourd'hui bien maîtrisé en ce qui concerne la confection d'éléments fixés unitaires, voire pluraux à condition de réaliser les éléments séparément puis de les assembler par laser.

Idéalement, les prothèses amovibles devraient être usinées car leur état de surface serait de meilleure qualité que celui des prothèses amovibles coulées. Toutefois, la réalisation d'une seule pièce nécessiterait un trop grand nombre de lingots. De plus, la complexité dimensionnelle et les contre-dépouilles des crochets, taquets et selles rendent ce principe inaccessible à la prothèse amovible. L'usinage séparé des différents éléments et la coulée des crochets, soudés entre eux par laser constituent actuellement une piste d'utilisation qui reste toutefois très onéreuse (13,31).

1.3.3) Les procédés d'électroérosion

Ces procédés mettent en oeuvre une soustraction du matériau par étincelage. Des décharges électriques provoquent une fonte ponctuelle du métal immédiatement éliminé par le passage d'un diélectrique liquide. Ce procédé reste le moins utilisé des trois et semble inapplicable en prothèse amovible (13).

1.4) Le titane et ses alliages

Un alliage est une combinaison d'un métal (de base) avec un ou plusieurs autres éléments chimiques. Au sein d'un alliage de titane, on peut distinguer trois différents types d'éléments d'addition :

-Les éléments « alphagènes » : ils élèvent la température de transformation allotropique (transus β) et stabilisent ainsi la structure α .

-Les éléments « bêtagènes » : ils abaissent la température de transformation allotropique et stabilisent ainsi la structure β .

-Les éléments « neutres » : n'agissent pas sur la température de transformation allotropique (27).

A température ambiante, le titane commercialement pur est exclusivement constitué par la phase α . Les alliages de titane, quant à eux, peuvent être constitués soit exclusivement par la phase α , soit exclusivement par la phase β , soit, le plus souvent, par un mélange des deux phases. Il existe donc ainsi, trois grandes familles d'alliages : α , β , et $(\alpha + \beta)$ (13).

D'une manière générale, les alliages ont une meilleure résistance mécanique mais une résistance inférieure à la corrosion que le titane commercialement pur. Les alliages α restent néanmoins très résistants à la corrosion mais sont peu sensibles aux traitements thermiques. Les alliages β sont plastiques et sensibles aux traitements thermiques. Les alliages $(\alpha + \beta)$ ont des caractéristiques intermédiaires en fonction des proportions de chaque phase (3).

En prothèse amovible, les deux seuls alliages actuellement susceptibles d'être utilisés sont, le Ti6Al4V (6% d'aluminium et 4% de vanadium) mais de plus en plus délaissé au profit du Ti6Al7Nb (6% d'aluminium et 7% de niobium) en raison de la crainte de la toxicité du vanadium.

1.4.1) Les solutions solides d'insertion

Elles concernent des éléments non métalliques de petites tailles, qui s'insèrent entre les nœuds du réseau métallique de base (cf. Fig. 8) (13,27). On peut citer :

-L'oxygène, le carbone et l'azote : éléments alphagènes qui occupent les sites interstitiels du réseau hexagonal du titane α . Ils entraînent une modification des paramètres de la maille cristalline. Il en résulte une diminution du nombre de plans de glissements ce qui aboutit à un métal moins ductile à température ambiante.

-L'hydrogène : élément bêtagène qui se dissout principalement dans la phase β . Il fragilise la solution par formation d'hydrures de titane.

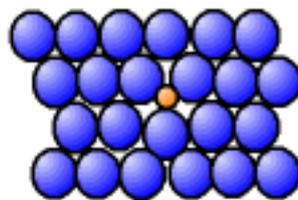


Figure 8 : Solution solide d'insertion
d'après C. DAN NGOC CHAN, 2004

1.4.2) Les solutions solides de substitution

Elles concernent des éléments métalliques de rayon atomique voisin de celui du titane, car ici, un atome de l'élément d'alliage remplace un atome du métal de base dans le réseau cristallin (cf. Fig. 9) (13,27). On peut citer :

-L'aluminium : élément alphagène qui améliore la résistance et diminue la ductilité. Sa concentration au sein des alliages de titane est limité à 7% (en poids).

-Le molybdène : élément bêtagène qui améliore la résistance, la ductilité et la tenue à l'oxydation.

-Le vanadium et le niobium : éléments bêtagènes qui améliorent la ductilité.

-Le fer : élément bêtagène qui abaisse considérablement la température de transformation allotropique.

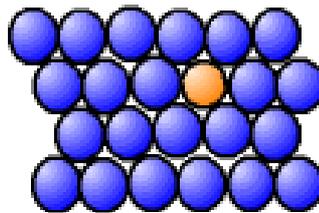


Figure 9 : Solution solide de substitution
d'après C. DAN NGOC CHAN, 2004

1.5) Applications du titane et de ses alliages

Le titane est avant tout utilisé sous sa forme oxydée (TiO_2) en tant que pigment blanc, que ce soit pour une utilisation domestique (artistique) ou industrielle (emballages, papier, etc.)

Il est également utilisé sous sa forme métallique pure (Ti) ou associée mais reste sous-utilisé malgré d'excellentes propriétés intrinsèques, en raison de son coût de production.

Il est principalement utilisé dans l'industrie aéronautique. Les nouvelles générations d'avions font de plus en plus appel au titane et on estime que cette application va bientôt représenter la moitié de la consommation annuelle de titane. Ce dernier est essentiellement utilisé pour les pièces de moteurs et de plus en plus pour d'autres composants, en raison de ses propriétés mécaniques.

Il est également utilisé pour la production d' « énergie » :

-Plate-formes pétrolières, pour ses propriétés mécaniques.

-Condenseur dans le secteur nucléaire.

-Conception des usines de traitement des gaz naturels (qui doivent être stockés et transportés à -163°C), pour son comportement cryogénique.

On l'utilise aussi pour des applications marines (hydrolienne, plate-formes offshore) pour sa résistance à la corrosion en milieu humide.

Dans le domaine biomédical, on ne l'utilise pas seulement pour les prothèses amovibles. Il est principalement utilisé en tant que matériau implantable (implants dentaires, vis et prothèses implantées) pour ses propriétés mécaniques, sa biocompatibilité (à nuancer en ce qui concerne ses alliages) et son amagnétisme. En odontologie, il est également utilisé en prothèse fixée et sous sa forme d'alliage en nickel-titane, il est employé comme arc orthodontique ou comme instrument d'endodontie.

En architecture, il sert de couverture ou de structure de bâtiment de prestige.

Dans certains sports, on l'emploie pour sa légèreté et ses propriétés mécaniques (club de golf, cadre de vélo).

Enfin plus récemment, on le retrouve en tant que produit haut de gamme pour les lunettes et l'horlogerie ou il est cité comme métal « noble ».

Cette liste est non exhaustive et le titane voit encore actuellement le nombre de ses applications augmenter (3).

II) Les avantages du titane et de ses alliages en prothèse amovible

2.1) Propriétés mécaniques

2.1.1) Faible rigidité/module d'élasticité

La rigidité d'un matériau, est caractérisée par sa résistance à la déformation réversible sous l'application d'une contrainte. Pour la déterminer, on utilise un graphique contrainte/déformation obtenue par essai mécanique du matériau, type essai de traction (cf. Fig.10)

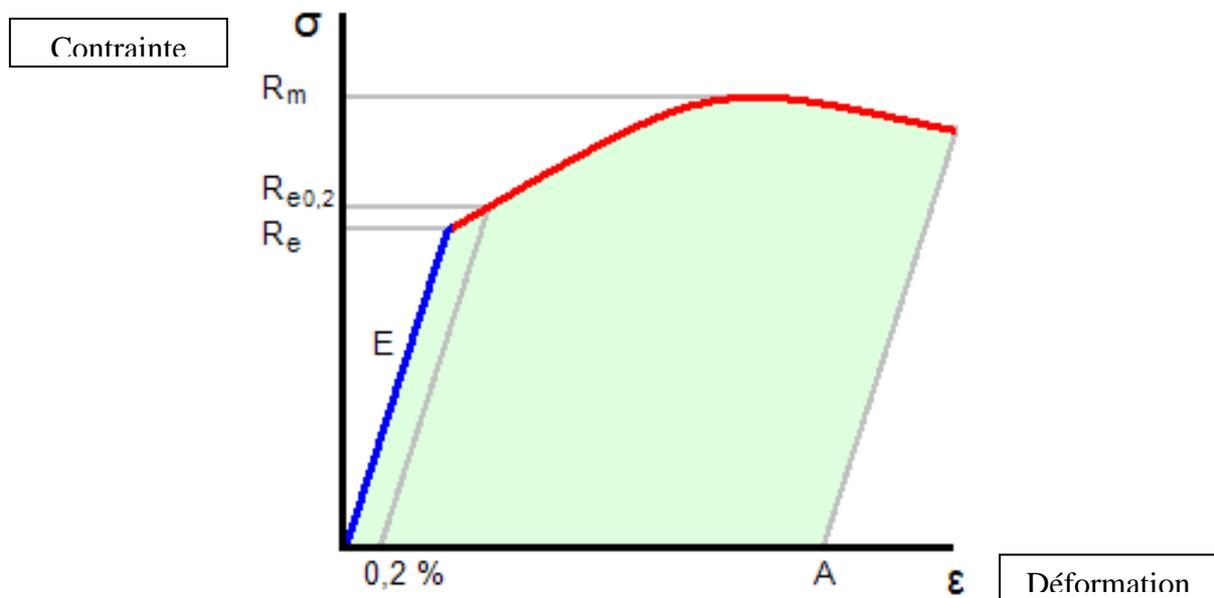


Figure 10 : Graphique de contrainte versus déformation (essai de traction)

d'après P. AUBERTIN, 2004

Sur ce graphique, on constate que, dans un premier temps, la déformation subie par le matériau est proportionnelle à la contrainte appliquée. Cette relation de proportionnalité est représentée par une droite (E), dont la pente correspond au module d'élasticité ou module de Young. Plus la pente est importante, plus le matériau est rigide. Dans ce domaine, la déformation subie est élastique, c'est-à-dire qu'elle est réversible dès l'arrêt de la contrainte. Au delà de cette droite (à partir du point Re) les contraintes appliquées entraînent des déformations irréversibles jusqu'à rupture du matériau.

C'est principalement dans le domaine de la prothèse amovible partielle (PAP) que la rigidité prend tout son sens. En effet, une rigidité adéquate est impérative pour que les forces occlusales appliquées à la prothèse soient réparties sur les tissus de soutien, éviter les traumatismes des supports parodontaux et les blessures des crêtes résiduelles. Enfin, elle permet d'alléger les infrastructures. Parallèlement, une certaine flexibilité est nécessaire pour ne pas traumatiser les dents d'appuis (2,36,40). Malheureusement, en raison de la diversité des situations cliniques (nombre et état parodontal des dents supports, forme des crêtes résiduelles, occlusion et force masticatoire...), il n'existe pas de référence ou de standard en matière de rigidité (2).

Si l'on compare les rigidités des différents métaux et alliages utilisés en prothèse amovible (cf. Fig. 11) à l'aide du module d'élasticité (directement proportionnel à la rigidité), on constate que le titane se rapproche des métaux précieux mais reste inférieur aux autres métaux non-précieux.

Types d'alliages	Module d'élasticité (GPa)
Alliages dentaires précieux	95-100
Alliages Co-Cr	190-230
Titane et ses alliages	105-110

Figure 11 : Tableau des modules d'élasticité en fonction de l'alliage
d'après G. GREGOIRE, 2010

De fait, à taille de section identique, un crochet en alliage de cobalt-chrome (Co-Cr) sera légèrement plus rétentif que son homologue en titane. Il est donc primordial de tenir compte de cette caractéristique et, bien que la différence ne semble pas suffisante pour parler d'un « manque » de rétention, il est conseillé d'augmenter légèrement la taille de section des crochets en titane (36).

En revanche, cette flexibilité relative, entrainerait non seulement une charge moindre sur la dent-support (35) mais permettrait également de positionner les crochets dans des zones de contre-dépouilles plus cervicales de la dent, apportant ainsi une esthétique supérieure (31,35,36).

Par ailleurs, des études réalisées sur un pool de personnes porteuses de PAP concluent à une plus grande facilité de mise en place et de retrait pour les PAP titane par rapport aux prothèses Co-Cr, sans instabilité pour autant, ce qui impacterait directement sur la sensation de confort (4,11,42).

Enfin, la technique de coulée jouerait également un rôle. L'étude de Rodrigues et coll. a montré que les crochets de titane coulés par induction/centrifugation seraient plus rigides que ceux coulés par arc électrique/pression-dépression (35).

2.1.2) Résistance mécanique

Que ce soit en prothèse amovible partielle ou complète, une forte résistance mécanique des matériaux utilisés est systématiquement recherchée, afin éviter les déformations permanentes et les fractures. Plusieurs notions caractérisent la résistance mécanique (26,43) :

-La **dureté** d'un métal, qui est sa capacité à résister à la déformation irréversible. Elle doit être la plus élevée possible.

-La **ductilité**, qui est la capacité d'un matériau à se déformer plastiquement sans se rompre.

-La **limite élastique (Re)**, qui est le seuil au-delà duquel un matériau se déforme de manière irréversible. Idéalement, celle-ci doit apparaître pour des contraintes les plus importantes possibles (cf. Fig.10).

-La **limite (ou charge) de rupture**, qui est le seuil au-delà duquel le matériau casse. Elle doit également apparaître pour des contraintes les plus fortes possibles.

-L'**allongement à la rupture**, qui est l'allongement maximal que prend un matériau sous une contrainte avant sa rupture. Il doit être le plus bas possible pour des contraintes les plus importantes possibles.

-La **résistance à la fatigue**, qui est la résistance dans le temps d'un matériau sous contrainte. Elle doit être la plus importante possible.

-La **rigidité**, a été appréhendée dans le paragraphe précédent.

Les résultats de tests mécaniques réalisés sur différents alliages sont récapitulés dans le tableau suivant :

Types d'alliages	Limite élastique (MPa)	Limite de rupture (MPa)	Allongement à la rupture (%)	Dureté (Vickers)
Alliages précieux				
Base Au	500-800	520-780	10	210-300
Base Au-Ag	430-530	700-820	16	170-230
Base Ag	450	500	14	190-210
Co-Cr	495-690	640-825	1.5-10	300-380
TCP grade 1	200	290-410	>30	120
TCP grade 2	250	390-540	>22	150
TCP grade 3	320	460-590	>18	170
TCP grade 4	390	540-740	>16	200
Titane grade 5	820	900	10	350

Figure 12 : Tableau des propriétés mécaniques en fonction de l'alliage
d'après G.GREGOIRE, 2010

On constate que le titane présente des propriétés identiques aux alliages d'or, nettement inférieures aux alliages de Co-Cr.

Le Ti6Al4V (ou titane de grade 5) a, quant à lui, des propriétés légèrement supérieures au Co-Cr. Cette supériorité mécanique s'explique notamment par une structure cristalline ($\alpha+\beta$) différente de celle du titane commercialement pur (α) (20).

L'étude de Zinelis a montré que le type de gaz utilisé lors de la coulée du titane et de ses alliages fait varier la dureté (47).

Concernant la limite de rupture, tous ces alliages ou métaux sont nettement plus résistants que la résine en polyméthacrylate de méthyle (PMMA) utilisée dans la confection des prothèses amovibles à recouvrement muqueux conventionnelles (11,26,31). Ainsi, dans certaines indications, comme les fractures à répétition ou chez les patients présentant une force masticatoire importante, notamment le patient édenté complet unimaxillaire, il semble judicieux d'utiliser les métaux dans la prévention de fractures des prothèses amovibles complètes (18). Cela permet par ailleurs d'affiner l'épaisseur des prothèses amovibles, ceci ayant un impact sur la sensation de confort des patients (31) ainsi qu'une amélioration de l'élocution (18).

Si les propriétés du titane sont inférieures à celles du Co-Cr, il faut garder à l'esprit que les alliages d'or, certes moins utilisés en raison de leur coût, ont déjà fait leurs preuves en matière de résistance mécanique pour les prothèses amovibles. La norme NF EN ISO 22674 de mars 2007 spécifie une classification des matériaux métalliques convenant à la fabrication des prothèses et restaurations dentaires. Les matériaux métalliques y sont classés en six types selon leurs propriétés mécaniques. Le type 4 : relatif à la prothèse amovible partielle et aux crochets, recommande ainsi une limite élastique minimum de 360 MPa. Le titane de grade 4 et ses alliages répondent à cette attente (13).

En matière de résistance mécanique pure, l'alliage de Ti6Al4V reste le plus indiqué.

2.1.3) Faible densité

La densité du titane est de 4.5 g/cm³, contre 4.4 g/cm³ pour le Ti6Al4V. Cette masse représente approximativement la moitié de celle d'un alliage classique stellite (autre nom des alliages de base cobalt) (8.2 g/cm³) (10,11,35).

Cette faible densité n'aurait, à priori, qu'un faible impact sur la sensation de confort. Quoi qu'il en soit, lorsqu'il y a indication d'un renforcement métallique d'une prothèse amovible complète (unimaxillaire notamment), le titane reste mieux toléré que son homologue Co-Cr. En effet, non seulement ses propriétés lui permettent la conception d'armature plus fine qu'une prothèse conventionnelle en résine (résistance mécanique supérieure à volume moindre). De plus, une prothèse en titane présente un poids inférieur à cette même prothèse en Co-Cr (résistance mécanique équivalente, densité moindre à volume équivalent), avec un poids avoisinant celui de la résine acrylique (1.2g/cm³) (11,41).

Ainsi, le titane est le métal de choix lors d'une indication d'armature en prothèse amovible complète (PAC).

Alliage	Densité (g/cm-3)
Base Au	16.8
Co-Cr	8.2
Ti	4.5
PMMA	1.2

Tableau résumé des densités des différents alliages

De cette faible densité du Titane, découle la possibilité de radiographier les châssis. En effet, un cliché radiographique conventionnel (70kV, 1mA) permet de contrôler l'état de structure interne de la prothèse finale (4,35). Cet examen permet de détecter d'éventuelles porosités au sein de l'armature ou des crochets (cf. Fig. 13). C'est donc un examen primordial car ces porosités ont un impact considérable sur les propriétés mécaniques du produit fini. Ainsi, il est fortement recommandé aux laboratoires utilisant le titane de s'équiper d'un appareil de radiographie. Certains châssis peuvent être écartés lorsque ces défauts internes apparaissent trop importants (10).

Bien que ce problème de porosité soit moins fréquent en ce qui concerne les châssis en Co-Cr, il est à noter que la structure interne de ces derniers est inaccessible à la radiographie conventionnelle et nécessite des appareils médicaux de puissance supérieure (4,35)



Figure 13 : Radiographie d'une plaque métallique mandibulaire d'après I. BALTAG, 2002

2.2) Biocompatibilité

La notion de biocompatibilité est définie comme « la capacité d'un matériau à provoquer une réponse biologique appropriée dans une application donnée, constituant à l'heure actuelle un élément essentiel dans l'exercice de l'odontologie en termes de sécurité du patient, sécurité du personnel dentaire, questions de conformité avec la réglementation et questions de responsabilité juridique » (14). Cette définition situe d'emblée l'importance de la biocompatibilité au sein de notre exercice.

Une prothèse amovible est composée de résine acrylique (PMMA) et éventuellement d'une base métallique soit en alliage de Co-Cr, soit en titane.

Or, toute base métallique est susceptible de relarguer des ions, qui peuvent entraîner des pathologies locales ou systémiques. La biocompatibilité dépend donc, d'une part, de la quantité et du type d'ions libérés et d'autre part du type d'alliage considéré et de sa résistance à la corrosion (12).

In vitro, l'action des ions sur la cytotoxicité, l'altération des réponses immunologiques, la carcinogénicité et l'altération des micro-organismes est bien connue et à fait l'objet de nombreuses études. Ce n'est malheureusement pas le cas *in vivo*. Ainsi, aucune étude n'a jamais révélé le caractère carcinogène du titane et de ses alliages ou même du cobalt-chrome, utilisés dans les châssis. Néanmoins, *in vitro* le cobalt et le chrome, sont considérés comme « potentiellement » carcinogènes, ce qui n'est pas le cas du titane (12).

En ce qui concerne la cytotoxicité, les ions vanadium, chrome et cobalt seraient plus nocifs que les ions titane, aluminium, niobium et molybdène (12).

In vitro et à l'état de granules, le titane, le cobalt et le chrome semblent avoir une action bactéricide, mais d'un point de vue clinique, cela n'a jamais été démontré et la quantité de plaque est surtout corrélée à l'état de surface plus qu'à la composition du métal (12).

In vitro toujours, le nickel, le cobalt et le chrome sont des modulateurs de la réponse immunitaire (12).

Ainsi, à l'heure actuelle, d'un point de vue clinique, les châssis de titane (et de ses alliages) et de cobalt-chrome présentent une excellente biocompatibilité (26). Toutefois, bien que les alliages en Co-Cr soient aujourd'hui considérés comme stables (14), le titane est caractérisé comme étant le plus hautement biocompatible (6,40,41) même en cas d'usure localisée. Ses produits de dégradations sont bien tolérés (26).

D'une manière générale, le PMMA est biocompatible. « Néanmoins, il est constaté chez certains patients, des réactions toxiques et des réponses allergiques liées à la présence de monomères de méthylméthacrylate chez les individus déjà sensibilisés, spécialement avec les prothèses n'ayant pas subi une polymérisation suffisante » (14).

Selon Da Silva et coll., la biocompatibilité du titane permet de prévoir l'absence d'altérations de la muqueuse orale (11).

Enfin, selon l'étude de Takayama et coll., réalisée dans une université japonaise, 37% des chirurgiens dentistes utilisant le titane, l'indiqueraient en raison de sa biocompatibilité élevée (41).

2.3) Hypoallergénie

L'allergie, qui peut se définir comme une réaction anormale de l'organisme au contact d'une substance, est principalement de deux types au sein de la cavité buccale.

L'allergie dite de type I est l'hypersensibilité immédiate. L'allergène induit directement la sécrétion d'immunoglobulines par des lymphocytes B. Puis, lors d'un nouveau contact, la reconnaissance de l'allergène induit une activation puis la dégranulation des cellules effectrices de l'anaphylaxie. Le relargage des amines vasoactives entraîne les manifestations cliniques (1). Ces dernières vont du simple prurit, aux troubles respiratoires et cardiaques, aboutissant parfois, dans les formes les plus sévères, à leur arrêt.

L'allergie dite de type IV est l'hypersensibilité retardée ou eczéma allergique de contact. Cette réaction fait intervenir des lymphocytes T spécifiques. Deux phases sont nécessaires, une phase initiale de sensibilisation cliniquement muette et une phase de révélation. Lors de la sensibilisation, les haptènes, après avoir traversé la couche cornée, interagissent avec les cellules de Langerhans qui migrent jusqu'aux ganglions lymphatiques et activent des lymphocytes T. Lors d'un nouveau contact avec l'haptène, les manifestations cliniques d'eczéma apparaissent. L'hypersensibilité retardée correspond cliniquement à un eczéma au niveau cutané, avec classiquement un érythème, des vésicules, une exsudation, un oedème puis desquamation. En cas de chronicité, une lichénification peut être observée. Cet eczéma concerne ici essentiellement les lèvres et le pourtour labial. Au niveau de la muqueuse buccale, l'eczéma prend un aspect différent. En effet, les signes subjectifs sont, au premier plan avec prédominance, des sensations de brûlures, le prurit étant généralement absent. Cliniquement, peuvent être notées une glossite, une stomatite ou une gingivite associant érythème, oedème variable, piqueté purpurique du palais, érosions et ulcérations (1).

Néanmoins, il est important de noter que la cavité buccale réunit des conditions peu favorables tant anatomiques qu'immunologiques aux manifestations allergiques. Ceci, du fait du flux salivaire permanent qui effectue un lavage et dont le pH a un effet neutralisant. De plus, la riche vascularisation permet la dispersion et l'absorption rapide des allergènes. Enfin, il n'existe en cette région que peu de cellules de Langerhans et de protéines porteuses.

Comme pour la biocompatibilité, nous comparerons les différents composants des prothèses amovibles, à savoir, la résine acrylique, l'alliage de Co-Cr et le titane.

En ce qui concerne les acrylates, seules les formes monomériques sont à risque de sensibilisation car les polymères dans le matériau fini, ne causent pas de sensibilisation (1). Ces monomères se retrouvent lorsque la polymérisation de la prothèse n'a pas été suffisante. Plus le taux de résidus de monomères est élevé, plus le risque de réaction allergique est important. On distingue alors, chez ces patients, des rougeurs et des gonflements de la muqueuse affectée, ou encore des sensations de brûlure. Ces réactions ont tendance à apparaître rapidement après la pose de la prothèse (8,14). Le risque concerne surtout le praticien et le prothésiste s'ils manipulent fréquemment la résine sans port de gants (cf. Fig. 14) (1). Plusieurs résines hypoallergéniques (méthacrylate modifié, polyuréthane) réputées pour leur moindre relargage de monomères résiduels après polymérisation, ont été commercialisées ces dernières années, mais leurs caractéristiques mécaniques sont cependant encore mal connues » (8).



Figure 14 : Eczéma allergique de contact aux méthacrylates chez un dentiste
d'après E. AMSLER, 2011

En ce qui concerne les métaux, outre la possible sensibilisation par contact direct de la prothèse, ce sont surtout les produits de dégradation du métal qui peuvent être allergènes. Or, sous l'effet de la corrosion, les restaurations métalliques vont libérer certains de leurs composants à l'état d'ions. Par migration, puis par interactions, ces ions peuvent déclencher une réaction allergique sur les tissus biologiques environnants. La sensibilisation d'un métal est donc directement reliée à sa dégradation et donc à sa corrosion. Plus le métal résiste à la corrosion, moins il est allergène. De fait, les dentistes doivent sélectionner les alliages qui ont la moindre libération d'éléments (autrement dit, la plus grande résistance à la corrosion) (10).

Les matériaux décrits comme étant les plus allergènes restent à ce jour des métaux tels que le nickel, le palladium, le chrome et le cobalt (11,16). Les alliages de Co-Cr, peuvent également contenir d'autres métaux comme le molybdène, du fer, du béryllium, du tungstène, du manganèse, du carbone, du bore et du silicium (1). L'intérêt des patch-tests face aux produits de libération du Co-Cr n'a pas été clairement démontré, les études portant essentiellement sur des cas cliniques difficiles d'interprétation (12).

De son côté, le titane, est considéré comme hypoallergénique (10) et de fait moins allergisant que les autres métaux (11) engendrant sa principale indication (17).

Notons enfin que, s'il n'y a, pour l'instant, aucun rapport indiquant des allergies de muqueuses liées aux prothèses amovibles en titane, ce n'est pas le cas pour la peau où des cas de dermatites (liées aux branches de lunettes en titane notamment) ont été relevés (31). Enfin, même s'ils sont rares, des cas de sensibilisations au Ti6Al4V ont également été retrouvés, notamment dans le domaine implantaire, où il est largement utilisé (26, 31).

2.4) Propriétés électrochimiques (résistance à la corrosion)

La corrosion peut se définir comme étant la destruction d'un matériau par le milieu dans lequel il est plongé (26), ici, en l'occurrence, le milieu buccal. Cette dégradation peut modifier les propriétés mécaniques et affecter le milieu vivant (16). Il convient donc de choisir le matériau présentant la plus grande résistance possible à la corrosion.

Il existe plusieurs processus et plusieurs types de corrosion. Au sein de la cavité buccale, la corrosion est de nature électrochimique. Elle peut être de type aqueuse, en présence d'un électrolyte (ici la salive) qu'il s'agisse d'une oxydation ou d'une réduction. Elle

peut également être galvanique, il s'agit du bimétallisme. La présence de deux métaux ou alliages de potentiels différents dans un milieu salin conduit à la simulation d'une pile avec en cathode le métal le plus noble. Pour s'abstenir de ces corrosions, des métaux nobles ou des métaux passivés peuvent être employés. La corrosion peut enfin se manifester « par piqure » lors de la rupture localisée du film de passivation, avec formation d'une anode locale. Pour résister à cette corrosion, une couche oxydée avec un minimum d'imperfections, résistante et, dans la mesure du possible, se reformant spontanément, s'avère nécessaire (26).

La couche de passivation est une couche protectrice, en général un oxyde ou un hydroxyde, à la surface d'un métal. Cette couche empêche le contact direct entre le métal et le milieu environnant. Seuls sont passivables les métaux dits « de transition » (fer, chrome, nickel, titane, aluminium, etc.). Cette couche peut être détruite par rupture mécanique, en cas d'imperfections de structure ou par dissolution en solution saline ou chlorurée (comme c'est le cas dans la salive) (16). Les polymères ne sont, eux, pas soumis à la corrosion mais à l'usure mécanique (26).

Le Co-Cr a une couche de passivation très adhérente (Cr_2O_3) et qui résiste bien à la corrosion (26). Il en est autrement en milieu salin ou chloruré où les ions vont amorcer ou exacerber la dégradation de cette couche (16,26,34).

Au contraire, les alliages base titane résistent très bien à la corrosion, notamment en milieu chloruré (16,28,31). Cette différence de propriété prend toute son importance lors de l'utilisation de nettoyants chimiques (à base de chlorures) des prothèses. En effet, bien qu'un entretien mécanique associé à un savon ordinaire soit le meilleur entretien réalisable, il n'est pas toujours possible, pour les patients âgés notamment, de nettoyer convenablement leur prothèse (motivation, dextérité...) (34). Certes, il y a un risque de détérioration des propriétés de la prothèse, mais l'absence d'hygiène de celle-ci aura des conséquences plus lourdes encore sur la santé buccale du patient. Ce « cas de figure » n'est donc pas négligeable.

Par ailleurs, une autre propriété intéressante du titane est sa réactivité avec le milieu extérieur. En effet, non seulement sa couche de surface (TiO_2) très adhérente, se forme rapidement mais elle peut également se reformer spontanément après lésion de sa surface (24). Cette propriété explique également sa faible diffusion d'ions dans les tissus environnants, qu'il convient de mettre en relation avec sa biocompatibilité.

Si le Ti6Al4V a aussi une excellente résistance à la corrosion pour les mêmes raisons (26), il semblerait que sa résistance soit tout de même légèrement moindre que celle du titane commercialement pur (30).

Notons enfin, que si le titane n'est plus protégé par sa couche d'oxyde, du fait de sa grande réactivité et de son potentiel de réduction proche de celui de l'Aluminium, il se comportera en anode, en présence de métaux précieux (16,28). Cet inconvénient est retrouvé en milieu fluoré.

En conclusion, il convient idéalement d'éviter la réalisation de restaurations métalliques. Mais l'utilisation de prothèses exemptes de métaux n'est pas toujours possible et, en pareil cas, il faut souligner que le choix de l'alliage prothétique doit tenir compte de la nature des restaurations déjà réalisées. Il faut donc veiller à ce que l'homogénéité des alliages reste aussi grande que possible, pour éviter tout risque de dégradation de l'une ou l'autre des pièces prothétiques par courant galvanique (17). Le titane permet aujourd'hui de répondre à cette attente puisqu'il peut être utilisé en prothèse amovible, mais également en restaurations fixées céramo-métalliques ainsi qu'en superstructures d'implant (10). Enfin, dans les cas de restaurations plurimétalliques, il faut privilégier les alliages nobles ou de « comportement noble » sur le plan électrochimique tel le titane (16).

2.5) Mouillabilité

La mouillabilité est l'aptitude pour un solide à recevoir un liquide et permettant son étalement sur une surface la plus grande possible.

Le titane est réputé pour son importante mouillabilité. L'intérêt de cette propriété est l'augmentation de la rétention en prothèse amovible. C'est donc principalement en prothèse amovible complète que cette propriété devient intéressante puisque la rétention est moindre qu'en prothèse amovible partielle.

Ainsi, la Haute Autorité de Santé (HAS) recommande l'utilisation du titane en prothèse amovible complète chez les patients xérostomiques, car il entraîne une réelle augmentation du confort du fait d'une meilleure rétention (18,19). En effet, qu'il s'agisse d'une diminution du flux salivaire chez un patient sous traitement anxiolytique, ou après traitement par irradiation de la sphère oro-faciale, la mouillabilité importante du titane permet, malgré le peu de salive en présence, une bonne intégration des plaques bases maxillaires (19,24).

2.6) Facilité de soudage laser

Le laser permet la soudure d'un métal en le portant à sa température de fusion à un endroit précis (cf. Fig. 15). Cette méthode permet de s'affranchir de toutes les étapes intermédiaires indispensables à la brasure (moyen d'assemblage consistant à unir des pièces prothétiques entre elles par interposition d'un matériau d'apport de composition différente) : mise en revêtement, démontage et remontage des dents. Elle peut éventuellement nécessiter un apport de métal, mais qui sera de la même nature que le métal à souder afin de conserver son homogénéité (7).



Figure 15 : Soudeuse laser
d'après le laboratoire BONGERT, 2012

La qualité d'un soudage laser dépend essentiellement de la conductivité thermique et du taux d'absorption laser du métal (7,31). Or, le titane possède une faible conductivité thermique ainsi qu'un fort taux d'absorption-laser ce qui en fait un candidat idéal (7). Les études réalisées sur la soudure laser du titane révèlent qu'il n'y a pas de différence significative du métal avant et après soudure que ce soit en matière de propriétés mécaniques ou de résistance à la corrosion. Ainsi, lors d'une réparation (d'un crochet par exemple), la limite de rupture et la force de rétention ne s'en trouveront pas modifiées (7,39). Seule une légère augmentation locale de la rigidité peut être observée. Cette altération de propriétés est due à la forte réactivité du titane avec l'oxygène. Pour y pallier, il convient de travailler sous argon. Notons que c'est cette même réactivité du titane qui l'empêche d'être brasé (7).

Par ailleurs, l'opérateur peut directement contrôler la qualité de la protection d'argon. En effet, au niveau visuel, une soudure réussie doit laisser une surface argentée. Elle sera bleue ou jaune dans le cas contraire (7).

En ce qui concerne le Co-Cr, la soudure laser est réputée meilleure que la brasure. Pourtant, il faut constater tout de même une nette fragilité de cet alliage après réparation. Sa limite de rupture devient moindre, principalement en raison de la création de nombreux pores dans la zone de soudure (39).

2.7) Adhésion à la résine

Autrefois décriée lorsqu'il s'agissait du titane, l'adhésion titane/résine, indispensable en matière de prothèse amovible, est aujourd'hui aussi bien maîtrisée que pour le Co-Cr.

Ainsi, selon l'étude de Kawaguchi et coll., la liaison entre le métal et la résine de la prothèse amovible, joue un rôle important dans la longévité de cette dernière. Les défauts de liaison à l'interface métal-résine peuvent devenir un problème clinique important, conduisant à des microinfiltrations en raison des différences de coefficients de dilatation thermique du métal et de celui de la résine. L'augmentation des microinfiltrations provoque une contamination par la salive, s'ensuit une décoloration et éventuellement une fracture à la ligne de jonction. Par ailleurs, la zone contaminée contribue à nuire aux tissus mous. Cette dernière étude avait pour but de comparer les forces de liaisons chimiques entre métal (Co-Cr et Ti) et résine en fonction du type de traitement de surface. La meilleure méthode semble être

un traitement physique du métal par abrasion, dans un premier temps, pour créer une légère rugosité de surface (mordançage mécanique), suivie de l'application d'un primer avant de réaliser le collage. Mais l'essentiel de cette étude reste qu'il n'y a pas de différences significatives de comportement des deux métaux face aux différents traitements.

Il semblerait donc que la rétention de la plaque-base titane de la prothèse à la résine soit suffisante pour répondre aux exigences de la prothèse amovible (21, 31).

2.8) Abondance naturelle et stabilité du cout

Au sein des richesses de notre planète, le titane n'est pas une substance rare. Il est le neuvième élément le plus abondant de la croûte terrestre. Son abondance élémentaire est environ cinq fois moindre que le fer et cent fois supérieure à celle du cuivre, mais pour une utilisation annuelle 200 fois moindre que le cuivre et 2000 fois moindre que le fer.

Les principaux minéraux contenant du titane sont le rutile, l'ilménite (cf. Fig. 16) et le leucoxène.

On trouve des gisements de titane en plusieurs endroits du globe, ce qui limite son monopole. L'ilménite est, quant à lui, un minéral très abondant. Cette même abondance qui permet la stabilité du cout du matériau brut. Il en est autrement pour le produit fini (46).



Figure 16 : Ilménite
d'après R.LAVINSKY, 2010

III) Les limites du titane et de ses alliages en prothèse amovible

3.1) Faible rigidité

Nous avons vu précédemment l'importance de la rigidité notamment en matière de prothèse amovible partielle. La base métallique (châssis) d'une PAP est l'élément qui apporte sa rigidité (40). Qu'il s'agisse du titane ou de ses alliages, le module d'élasticité et la faible rigidité sont similaires (2), à raison d'environ la moitié de celle du Co-Cr (42).

Cette propriété entraîne un risque accru de déformation du châssis lors d'une contrainte (40). Si un châssis titane n'est pas renforcé, c'est principalement au niveau de la ligne médiane qu'il subira le plus de déformations (2). De même, en ce qui concerne les crochets, une conséquence directe de cette faible rigidité est la diminution de la force de rétention de la prothèse, à diamètre de section et longueur identiques (36,41,42). Cependant, de part leur plus grande flexibilité, les crochets de titane subissent moins de contraintes que leurs homologues Co-Cr lors de l'insertion-désinsertion minimisant ainsi les risques de déformations. Ajoutons également que d'après l'étude de Au et coll., il semblerait que les crochets de titane ne subissent pas de déformations permanentes après deux années de port clinique de PAP titane (4). De même, en matière de rétention, celle-ci demeure inférieure aux châssis stellites. La solution consiste en une légère augmentation de l'épaisseur des crochets de titane, à raison de 0.25 mm, ce qui, selon l'étude de Rodrigues et coll., permettrait une rétention identique aux crochets de Co-Cr (24,35). Il semblerait enfin que cette solution soit la plus fréquemment retenue car la rétention de la prothèse influe sur la sensation de confort, tout en gardant à l'esprit que certains patients apprécient plus encore de pouvoir ôter et repositionner leur prothèse sans contraintes (42).

Si les règles de conception des châssis stellites sont aujourd'hui bien connues, il en est autrement pour le titane (ce n'est pas ici simplement la rigidité qui est mise en cause mais également les possibles défauts de structure interne liés à la coulée) (4). Ainsi, pour pallier à la déformation des châssis de titane lors d'une contrainte (mastication), il convient d'adapter sa forme, car le modèle du châssis influence sa résistance à la déformation. Srimaneepong et coll. (40) ont réalisé une étude comparative des déformations sous contraintes de 3 types de châssis différents (plaque palatine, double entretoise et plaque en U) avec un alliage de titane et un alliage de Co-Cr (cf. Fig.17).

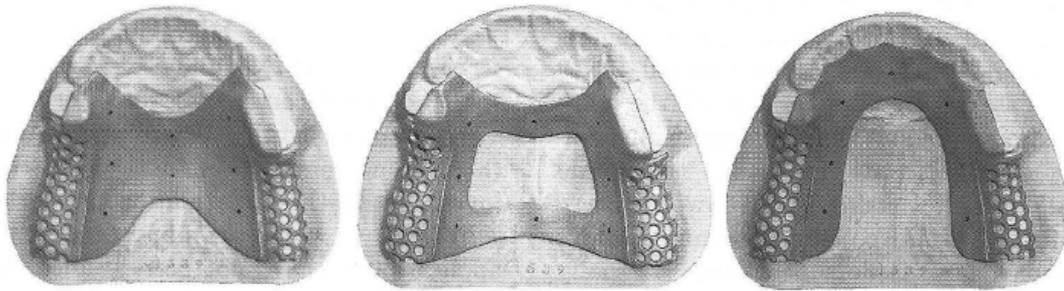


Figure 17 : Plaque palatine, double entretoise et plaque en U
d'après V. SRIMANEEPPONG, 2004

A modèle identique, le titane subit plus de déformations pour une même contrainte, mais c'est la plaque palatine qui présente le moins de déformations. Aridome et coll. (2) ont, quant à eux, eu l'idée de tester un même type de châssis mais en y ajoutant des renforts (que ce soit en largeur ou en épaisseur) (cf. Fig.18).

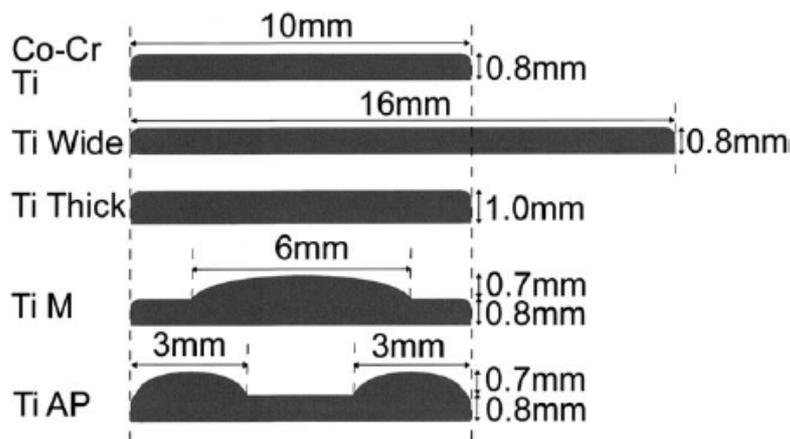


Figure 18 : Schéma d'une coupe passant par le milieu de différents types de châssis
d'après K. ARIDOME, 2005

Dans les limites de cette étude, il semblerait que l'épaississement d'un châssis de titane permette d'obtenir une résistance à la déformation égale à celle d'un châssis Co-Cr et que son élargissement permette une meilleure résistance à la déformation que le Co-Cr. En rapprochant ces deux études, on constate que plus le châssis est large, meilleure est sa résistance à la déformation. Cette propriété est particulièrement intéressante dans le cas de l'indication d'une prothèse amovible complète avec châssis métallique. En revanche, en extrapolant d'un point de vue purement mécanique, le titane semble moins indiqué pour les édentements de Classe III de petite étendue, à moins d'élargir ou d'épaissir (+0.2mm) le châssis (24).

Le problème du confort se pose alors. En effet, si la légèreté du titane permet une amélioration du confort par rapport au Co-Cr, son élargissement ou son épaissement ne risque-t-il pas d'entraîner un inconfort (4) ? Pallegama et coll. (33) ont tenté de répondre à cette question en évaluant les préférences des patients en fonction du type de renforcement du châssis (cf. Fig. 18). Il semblerait qu'il n'y ait pas « un » type de renforcement plus justifié que les autres. Mais d'un point de vue général, l'élargissement d'un châssis présenterait beaucoup moins d'impacts sur le confort que son épaissement. Ce qui s'accorde parfaitement avec les conclusions précédentes.

Rappelons enfin, que si l'on souhaite maîtriser la rigidité d'un châssis, il est important de prendre en compte la méthode de mise en forme de ce dernier (35).

3.2) Coloration et toxicité du Vanadium

Le titane de grade 5 ou alliage de Ti6Al4V a, en premier lieu, été utilisé dans l'industrie pour ses excellentes propriétés mécaniques (2). C'est ainsi qu'il a, par la suite, été employé comme biomatériau. Le vanadium est un oligo-élément retrouvé dans la nourriture telle que le sarrasin, les pommes...

Si son inhalation en grande quantité est dangereuse pour la santé, de rares cas de sensibilisation au vanadium ont été décrits chez l'homme (26). L'importante cytotoxicité de ses ions lui est reprochée (12,26,41) bien qu'aucun lien avec les prothèses amovibles n'est jamais pu être établi à ce jour. Néanmoins, un des plus gros avantages du titane est, comme nous l'avons vu précédemment, sa biocompatibilité. Ainsi, par mesure de prudence, le vanadium est souvent remplacé par un élément reconnu comme non cytotoxique, le niobium (Nb), donnant un nouvel alliage : le Ti6Al7Nb (2,26,40). Le niobium a les mêmes effets de stabilisateur de phase β que le vanadium, nécessaire à l'obtention d'un alliage double-phase ($\alpha+\beta$) (20). Les propriétés mécaniques de cet alliage sont très proches du titane de grade 5 et restent bien supérieures à celles du titane (2).

On lui reprochait également d'être responsable de colorations d'aspect brunâtre du châssis (31,41). Il semblerait que leur survenue provienne de l'utilisation de nettoyants alcalins pour prothèse (31), bien que l'emploi de ceux-ci soit prohibé. Cette coloration part rapidement par polissage mais récidive si l'utilisation du produit nettoyant perdure (31). Il est donc conseillé d'éviter ce type de nettoyants. Il faut noter que ce phénomène n'est jamais survenu avec le titane commercialement pur.

3.3) Dégradation en milieu acide et fluoré

Comme nous l'avons vu précédemment, grâce à sa couche de passivation, le titane est considéré comme passif et résiste bien à la corrosion, même dans un milieu chloruré (16,28). Néanmoins, cette couche de passivation reste sensible aux ions fluorures qui peuvent entraîner sa rupture et ainsi fortement diminuer sa résistance à la corrosion (28).

Nakagawa et son équipe ont réalisé de nombreuses études sur cette corrosion en milieu fluoré. Il en ressort que la corrosion du titane n'est pas seulement proportionnelle à la concentration en ions fluorures mais également à l'acidité du milieu. Ainsi, même en présence d'une forte concentration de fluor (9048 ppm de F⁻), si le milieu est neutre (jusqu'à un pH de 6), la couche de passivation résiste tout de même. De plus, un milieu très acide en l'absence d'ions fluorures n'affectera pas la résistance à la corrosion, ce qui ne sera plus le cas dès le moindre apport de fluor (28). Les dentifrices et les bains de bouches contiennent tous une importante quantité de fluor nécessaire à la prophylaxie carieuse et sont parfois également acides et peuvent donc diminuer la résistance à la corrosion du titane. Nakagawa et son équipe ont construit un tableau reliant acidité et concentration en ions fluorures en fonction des différents alliages utilisés (cf. Fig. 19).

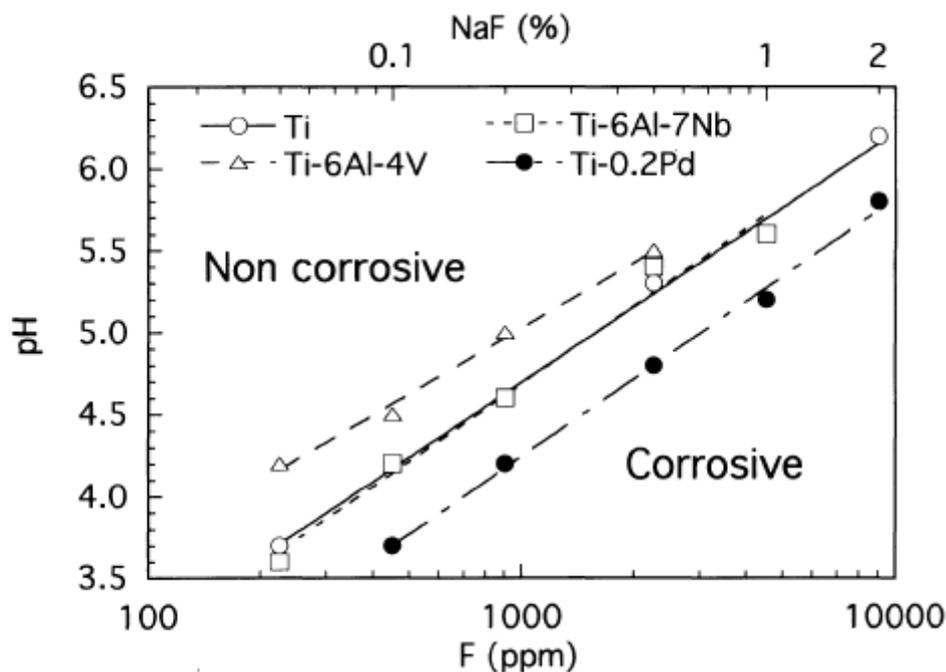


Figure 19 : Courbes séparant les régions corrosive et non-corrosive en fonction du pH et de la concentration en fluor de différents alliages de titane

d'après M. NAKAGAWA, 2002

Le fait que la prothèse soit amovible prend ici toute son importance et il est donc primordial de bien préciser au patient qu'il doit la retirer quelques soient les méthodes d'hygiène buccale employées.

3.4) Difficulté de coulée

Le défaut majeur du titane est sa difficulté de coulée, avec toutes les conséquences que cela entraîne (6,35,41). A l'issue de la coulée du titane, on constate des défauts fréquents, principalement à type de porosités (bulles d'argon piégées dans le métal), ou de remplissage incomplet du moule (35).

Le remplissage incomplet du moule est directement visible à l'œil nu par le prothésiste et en pareil cas, il faut recouler le châssis, ayant ainsi une répercussion sur le coût global de la prothèse (11).

Au niveau des armatures, il semblerait que quelques pores n'empêchent pas son utilisation clinique. Mais en fonction de leurs localisations et du fait de la moindre épaisseur de métal, la résistance aux contraintes subies s'en trouve diminuée augmentant ainsi le risque de fractures. Celui-ci non proportionnel au nombre de porosités dans l'armature. Ce risque devient important au niveau des crochets, car compte-tenu de leurs tailles et de leurs sollicitations mécaniques, le risque de fracture est bien réel et connu (5,35). Or la fracture est un des problèmes les plus lourds de conséquences en prothèse amovible, car elle peut parfois, entraîner sa réfection complète. Notons également que l'incidence des porosités semble plus élevée dans les crochets (5).

La faible densité du métal permet de détecter les porosités à la radiographie conventionnelle (35). Cependant l'image radiographique est en 2D et selon l'incidence, des porosités peuvent échapper à la détection, notamment au niveau de la potence et des crochets (42).

Les difficultés de coulées proviennent essentiellement des propriétés intrinsèques du métal. Tout d'abord, la température de fusion élevée (1720°C), implique la nécessité d'une plus grande quantité de temps et d'énergie pour rendre ce métal liquide (31,35) par rapport aux alliages d'or (800 à 1000°C) ou de Cobalt-Chrome (1300 à 1400°C) (24). Sa faible densité implique la nécessité d'appliquer de plus grandes forces de centrifugation ou de différence de pressions pour une parfaite pénétration dans toutes les zones du moule. Enfin, son importante réactivité à haute température (35), notamment avec l'atmosphère ambiante et

les tiges de coulées perturbent son flux au sein du moule. Ce dernier est d'ailleurs encore mal compris, mais plusieurs théories tentent de l'expliquer (6). Il semblerait que l'importante différence de pressions dans certaines machines de coulée entraîne des turbulences lors du remplissage du moule (31,35). De même, la différence de température entre matériaux de moulage et le métal, entrainerait une solidification trop rapide du métal, réduisant son accès dans les zones les plus étroites du moule (35).

Il convient de noter que du point de vue du laboratoire, tous ces problèmes ne sont pas rencontrés, ou à une moindre échelle, avec le Co-Cr.

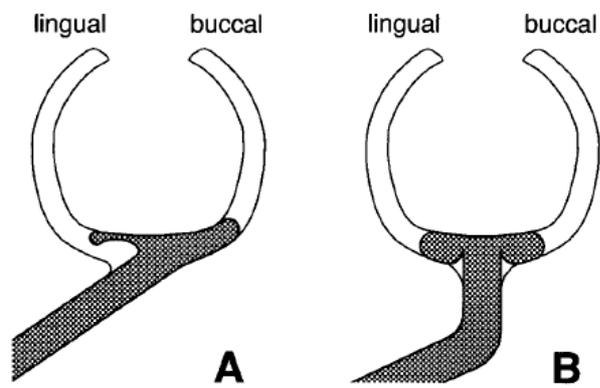
Plusieurs solutions ont été proposées pour faire face à ces différents défauts.

Pour améliorer la densité, les machines de coulée doivent exercer une forte pression. Ce problème est en partie résolu par les systèmes de pression/dépression et les systèmes de centrifugation.

Pour pallier à la difficulté d'accès aux porosités au sein des crochets et potences, il convient d'effectuer plusieurs incidences radiographiques. Concernant les porosités, il semble que la méthode de coulée choisie joue un rôle important. L'étude de Rodrigues et coll. semble démontrer que la coulée par centrifugation produit moins de porosités que la coulée par différence de pressions. Mais comme nous l'avons vu, plus que le nombre de porosités, c'est surtout leur localisation qui importe. Le meilleur moyen pour abolir ces défauts, au sein des crochets et des potences, semble être la modification des tiges de coulées. Si les modèles de tiges de coulées sont, à l'heure actuelle, bien maîtrisés pour le Co-Cr, il n'existe pas de critères définis précis en ce qui concerne le titane et ses alliages. Néanmoins, un modèle différent et adapté par rapport au modèle utilisé pour le Co-Cr, minimiserait les défauts. L'idéal semble être d'utiliser des tiges de coulées plus larges et plus nombreuses, ce qui n'est pas toujours réalisable d'un point de vue purement technique. En revanche, les études de Baltag et coll. indiquent que l'angle d'incidence de la tige d'arrivée sur le crochet modifie le nombre de porosités au sein de ces derniers. Il semblerait en effet que le fait d'incurver légèrement les tiges de coulées permette de diminuer les turbulences lors de cette étape (cf. Fig.20 à 22) (5,6).

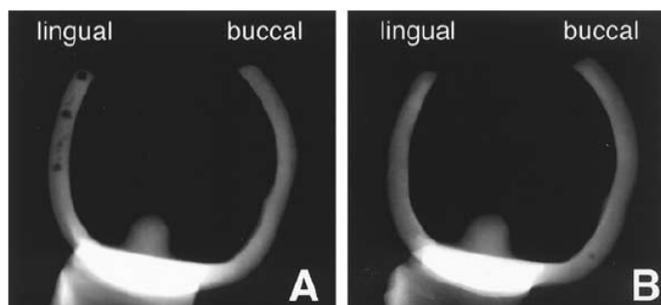


Figure 20 : Tiges de coulées incurvées
d'après I. BALTAG, 2002



A tige de coulée droite **B** tige de coulée incurvée

Figure 21 : Schéma du flux de titane au sein de crochets molaires
d'après I. BALTAG, 2002



A tige de coulée droite **B** tige de coulée incurvée

Figure 22 : Radiographies de crochets molaires et taquets occlusaux
d'après I. BALTAG, 2002

Pour pallier à la grande réactivité du titane avec l'atmosphère, on réalise sa coulée en présence d'un gaz inerte. Le plus utilisé actuellement est l'argon. L'hélium aurait tendance à produire plus de porosités que l'argon tandis que le xénon et le krypton en produiraient moins. Le xénon étant malheureusement assez onéreux, c'est le krypton qui constitue une piste d'utilisation plus courante pour la coulée du titane (47).

Si les techniques de coulée actuelles laissent en général quelques porosités, leur bonne reproductibilité permet tout de même une utilisation au quotidien des prothèses amovibles en titane (10). De plus, l'absence de crochets en prothèse amovible complète, permet de diminuer considérablement le risque de défauts, justifiant ainsi son indication dès que possible (11). Par ailleurs, il n'a jamais été prouvé que, d'un point de vue clinique, les châssis de titane souffraient de plus de déformations ou de fractures que leurs homologues de cobalt-chrome. Les données à ce sujet sont toutes issues d'études en laboratoire et il est à déplorer que la littérature manque de données purement cliniques. En tout état de cause, la prudence est de rigueur et si les techniques de coulées souffrent encore de quelques défauts, il convient d'être le plus rigoureux possible lors des étapes cliniques afin d'éviter leur accumulation (4).

3.5) Couche de réaction (alpha-case)

La couche de réaction, encore appelée α -case, est une couche superficielle de composition légèrement différente de celle du titane ou de ses alliages d'épaisseur moyenne de 150 à 200 μm , obtenue après coulée (9). L'origine de la formation de cette couche n'est toujours pas claire, mais plusieurs théories, aujourd'hui admises, tentent de l'expliquer en se basant sur sa composition (15). Cette couche est, en effet, composée de différents oxydes de titane, ainsi que de silice, d'alumine, de magnésie et de phosphore en fonction du matériau de revêtement (24).

La première explication est la forte réactivité du titane à haute température, avec le moule en matériau réfractaire et avec la surface de revêtement (9). Certains auteurs ont subdivisé cette couche en fonction de sa composition : la couche la plus superficielle semblerait être surtout composée de différents oxydes, la couche suivante dite « d'alliage » composée de plusieurs éléments en fonction du matériau de recouvrement (Mg, Al, etc.) (15).

Il semblerait également que la différence de température avec le moule favorise sa survenue (22).

L'inconvénient majeur de cette couche de réaction réside dans le fait qu'elle possède des propriétés mécaniques différentes de celles du titane (15). Bien que, pour des raisons éthiques, aucune étude clinique n'ait pu être menée sur ses effets en bouche (9), les études *in vitro* sont éloquentes. En effet, cette couche présente une résistance à la fatigue et une ductilité moindre, une rigidité trois fois plus élevée, telle qu'elle en devient « cassante » (23). Sa surface est plus rugueuse ce qui diminue considérablement sa biocompatibilité (12,47). Son impact sur la résistance à la corrosion est encore sujet à controverse, certains pensent qu'une fois légèrement polie, cette couche résiste aussi bien que le titane (23), d'autres la considèrent comme moins résistante (9). Enfin, elle ne diminuerait pas l'usinabilité du titane (32). C'est donc par mesure de précaution que l'on recherche systématiquement à retirer cette couche avant de délivrer la prothèse.

Elle est retirée par sablage ou bien par polissage (9,22). Le sablage semble être plus efficace pour la retirer (9,24). Ceci dit, le polissage demeure nécessaire car il laisse une surface plus lisse et améliore donc la biocompatibilité (12).

Plusieurs méthodes permettent également de réduire l'épaisseur de cette couche. La première, est de travailler sous vide ou sous atmosphère d'argon afin de limiter sa réactivité avec l'oxygène. Ensuite, il convient de choisir la composition de la surface de revêtement, puisque la composition de l' α -case en dépend (23). Ainsi, la MgO, semble créer une couche de réaction moins dure et moins épaisse que l'emploi de SiO₂ ou d'Al₂O₃, mais elle est aussi plus onéreuse (22,25). Il est également conseillé de refroidir rapidement le titane après sa coulée, en le plongeant dans de l'eau par exemple (chose déconseillée avec le Co-Cr), afin de diminuer sa réaction avec le matériau réfractaire puisque le titane est très réactif à forte température (24). Notons enfin que la couche de réaction est moins épaisse et plus facile à retirer avec les alliages de titane qu'avec le titane commercialement pur (20,22).

La méthode la plus fiable serait d'usiner directement le lingot de titane (par CFAO par exemple), afin de s'affranchir de cette couche de réaction. Cette méthode est cependant très délicate en ce qui concerne l'armature d'une prothèse amovible complète et déconseillée dans le cadre de la confection d'une armature pour prothèse amovible partielle, compte-tenu de la structure et de la morphologie des crochets. Par ailleurs la quantité de titane initial (du lingot) serait trop importante par rapport à la quantité réellement nécessaire pour la réalisation du châssis, ce qui ajoute un problème de cout (31). Cette méthode n'est donc à l'heure actuelle pas employée.

3.6) Coût élevé

Si le titane est aussi peu utilisé en prothèse amovible, c'est vraisemblablement en raison de son coût élevé de production (26,31) en comparaison à celui du Co-Cr (41). Il est plus facile d'obtenir du titane à partir du rutile mais ce dernier est beaucoup moins abondant que l'ilménite. Les processus actuels permettent donc de former du rutile à partir de l'ilménite mais ils associent le plus souvent pyrométallurgie et hydrométallurgie, deux techniques coûteuses (46). Par ailleurs, comme nous l'avons vu précédemment, les méthodes employées pour pallier aux inconvénients du métal ainsi que les éventuels échecs augmentent considérablement son coût de mise en oeuvre. Enfin, rappelons qu'il est préférable pour les laboratoires qui souhaitent réaliser des prothèses amovibles en titane de s'équiper d'un appareil radiographique, d'une machine de coulée spécifique, ainsi que d'une soudeuse laser, tout ce matériel présentant un investissement non négligeable.

3.7) Faible conductivité thermique

La conductivité thermique du titane est de l'ordre de 19 W/m.K cette valeur faible par rapport à celle du Co-Cr (103 W/m.K) et plus proche de celle de la résine (0.2W/m.K). Bien que ce problème ne soit pas majeur, une forte conductivité thermique permet une stimulation thermique du palais lors de l'alimentation (14). Ainsi, le titane et la résine jouent un rôle d'isolant de la muqueuse buccale. Aucune étude fiable n'a pu montrer l'impact que cela avait véritablement sur la sensation de confort, mais il semblerait que cela y contribue (18). L'isolation thermique pourrait également entraîner la consommation de boissons trop chaudes pouvant être à l'origine de réactions œsophagiennes (8).

Conclusion

C'est pour sa biocompatibilité que le titane a, tout d'abord, été employé en prothèse amovible. Le recul clinique et les études montrent en effet que, de ce point de vue, le titane répond parfaitement aux exigences actuelles. Cette notion est, en général, bien intégrée au sein de la communauté des chirurgiens dentistes qui vont le réserver aux cas de xérostomie ou d'allergie aux autres alliages.

La crainte initiale des chirurgiens dentistes, face aux prothèses amovibles en titane, n'était toutefois pas sans fondement. Habitué à l'utilisation des alliages de cobalt-chrome, la mise en oeuvre du titane était, en effet, mal maîtrisée par les prothésistes. Ainsi les prothèses ne répondaient pas aux exigences cliniques (fractures, manque de rétention, détachement de la résine...).

La mise en oeuvre du titane dépend toujours du prothésiste, de son expérience et surtout de sa rigueur. Néanmoins, le mécanisme de coulée est aujourd'hui mieux maîtrisé et les machines de coulée actuelles intègrent les spécificités du titane. Cette maîtrise ne cesse de s'améliorer et les possibilités d'usinage, bien qu'encore insuffisantes, semblent prometteuses. Ainsi, réalisée dans les meilleures conditions, une prothèse amovible en titane répond actuellement aux attentes du patient et du praticien.

Le principal frein de l'utilisation du titane en prothèse amovible reste actuellement son coût. Depuis son extraction, à partir de son minerai, jusqu'à sa coulée et éventuellement sa soudure, toutes les machines employées restent très onéreuses. C'est très certainement pour cette raison que le cobalt-chrome reste toujours d'actualité.

Les propriétés intrinsèques du titane étant bien connues et conformes aux exigences actuelles, c'est à présent du côté de sa mise en oeuvre que les recherches doivent se poursuivre. Compte-tenu de son abondance sur la planète, le titane a un bel avenir en prothèse amovible, si les efforts fournis pour diminuer son coût de production portent leurs fruits.

Références bibliographiques

1- AMSLER E.

Allergie et stomatologie.

Encycl Med Chir (Paris), Médecine buccale, 28-350-B-10, 2011, **13**.

2- ARIDOME K, YAMAZAKI M, BABA K et coll.

Bending properties of strengthened Ti-6Al-7Nb alloy major connectors compared to Co-Cr alloy major connectors.

J Prosthet Dent 2005;**93**(3):267-273.

3- ASSOCIATION FRANÇAISE DU TITANE.

Association titane.

<http://www.titane.asso.fr>

4- AU AR, LECHNER SK, THOMAS CJ et coll.

Titanium for removable partial dentures (III) : 2-year clinical follow-up in an undergraduate programme.

J Oral Rehabil 2000;**27**(11):978-984.

5- BALTAG I, WATANABE K, KUSAKARI H et coll.

Internal porosity of cast titanium removable partial dentures: influence of sprue direction on porosity in circumferential clasps of a clinical framework design.

J Prosthet Dent 2002;**88**(2):151-158.

6- BALTAG I, WATANABE K et MIYAKAWA O.

Internal porosity of cast titanium removable partial dentures: influence of sprue direction and diameter on porosity in simplified circumferential clasps.

Dent Mater 2005;**21**(6):530-537.

7- BERTRAND C, LAPLANCHE O et POULON-QUINTIN A.

Apport des soudures au laser en prothèse.

Cah Prothese 2008;**141**:55-63.

8- BRAUD A, HUE O et BRETERETCHE MV.

Doléances en prothèse complète.

Encycl Med Chir (Paris), Médecine buccale, 28-800-G-10, 2008, **8**.

9- CAI Z, SHAFER T, WATANABE I et coll.

Electrochemical characterization of cast titanium alloys.

Biomaterials 2003;**24**(2):213-218.

10- CECCONI BT, KOEPPEN RG, PHOENIX RD et coll.

Casting titanium partial denture frameworks : a radiographic evaluation.

J Prosthet Dent 2002;**87**(3):277-280.

11- DA SILVA L, MARTINEZ A, RILO B et coll.

Titanium for removable denture bases.

J Oral Rehabil 2000;**27**(2):131-135.

12- GEURTSSEN W.

Biocompatibility of dental casting alloys.
Crit Rev Oral Biol Med 2002;**13**(1):71-84.

13- GREGOIRE G, GROSGOGEAT B, MILLET P et coll.

Alliages dentaires.
Paris:Société Francophone des Biomateriaux Dentaires (SFBD), 2010.

14- GREGOIRE G, POPULER P, MAGNE S et coll.

Biocompatibilité des matériaux utilisés en odontologie.
Encycl Med Chir (Paris), Médecine buccale, 28-225h-10, 2008, **12**.

15- GUILIN Y, NAN L, YOUSHEG L et coll.

The effects of different types of investments on the alpha-case layer of titanium castings.
J Prosthet Dent 2007;**97**(3):157-164.

16- GUYONNET JJ, ESCLASSAN R et GREGOIRE G.

Electroalvanisme buccal.
Encycl Med Chir (Paris), Médecine buccale, 28-25-P-10, 2009, **10**.

17- HAUTE AUTORITE DE SANTE.

Pose d'une prothèse amovible définitive à châssis métallique.
http://www.has-sante.fr/portail/jcms/j_5/accueil

18- HAUTE AUTORITE DE SANTE.

Pose d'une prothèse amovible définitive complète.
http://www.has-sante.fr/portail/jcms/j_5/accueil

19- HUMMEL SK, MARKER VA, BUSCHANG P et coll.

A pilot study to evaluate different palate materials for maxillary complete dentures with xerostomic patients.
J Prosthodont 1999;**8**(1):10-17.

20- IJIMA D, YONEYAMA T, DOI H et coll.

Wear properties of Ti and Ti-6Al-7Nb castings for dental prostheses.
Biomaterials 2003;**24**(8):1519-1524.

21- KAWAGUCHI T, SHIMIZU H, LASSILA LVJ et coll.

Effect of surface preparation on the bond strength of heat-polymerized denture base resin to commercially pure titanium and cobalt-chromium alloy.
Dent Mater J 2011;**30**(2):143-150.

22- KIKUCHI H, ONOUCHI M, MIYANAGA K et coll.

The thickness effects of titanium castings on the surface reaction layer.
Dent Mater J 2004;**23**(3):387-394.

23- KOIKE M, CAI Z, FUJII H et coll.

Corrosion behavior of cast titanium with reduced surface reaction layer made by a face-coating method.
Biomaterials 2003;**24**(25):4541-4549.

24- KURDYK B.

Le titane en prothèse composite.
Cah Prothese 1996;**93**:72-80.

25- LUO XP, GUO TW, OU YG et coll.

Titanium casting into phosphate bonded investment with zirconite.
Dent Mater 2002;**18**(7):512-515.

26- MARCHETTI E, MAY O, GIRARD J et coll.

Biomatériaux en chirurgie orthopédique.
Encycl Med Chir (Paris), Techniques chirurgicales-Orthopédie-Traumatologie, 44-012, 2010,
22.

27- MURRY G.

Métallurgie : métaux, alliages, propriétés.
Paris:Dunod,L'Usine Nouvelle,2004.

28- NAKAGAWA M, MATSUYA S, SHIRAISHI T et coll.

Effect of fluoride concentration and pH on corrosion behavior of titanium for dental use.
J Dent Res 1999;**78**(9):1568-1572.

29- NAKAGAWA M, MATSUYA S et UDOH K.

Corrosion behavior of pure titanium and titanium alloys in fluoride-containing solutions.
Dent Mater J 2001;**20**(4):305-314.

30- NAKAGAWA M, MATSUYA S et UDOH K.

Effects of fluoride and dissolved oxygen concentrations on the corrosion behavior of pure titanium and titanium alloys.
Dent Mater J 2002;**21**(2):83-92.

31- OHKUBO C, HANATANI S et HOSOI T.

Present status of titanium removable dentures – a review of the literature.
J Oral Rehabil 2008;**35**(9):706-714.

32- OHKUBO C, HOSOI T, FORD JP et coll.

Effect of surface recation layer on grindability of cast titanium alloys.
Dent Mater 2006;**22**(3):268-274.

33- PALLEGAMA RW, ARIDOME K, BABA K et coll.

Patient's preference for acrylic resin major connector analogues formulated for titanium alloy removable partial dentures.
J Med Dent Sci 2005;**52**(2):123-128.

34- PAPADOPOULOS T, POLYZOIS G, TAPANLI A et coll.

The effect of disinfecting solutions on bending properties and weight changes of Co–Cr and Ti–6Al–7Nb alloys for dentures.
Odontology 2011;**99**(1):77-82.

35- RODRIGUES RCS, FARIA ACL, ORSI IA et coll.

Comparative study of two commercially pure titanium casting methods.
J Appl Oral Sci 2010;**18**(5):487-492.

36- RODRIGUES RCS, MACEDO AP, TORRES EM et coll.

Retention force of T-bar clasps for titanium and cobalt-chromium removable partial dentures.
Braz Dent J 2008;**19**(3):209-213.

37- SANTONI P.

Maitriser la prothèse amovible partielle. Collection JPIO
Rueil-Malmaison : CDP, 2004.

38- SCHITTLY J et SCHITTLY E.

Prothèse amovible partielle : Clinique et laboratoire. Collection JPIO
Rueil-Malmaison : CDP, 2006.

39- SRIMANEEPONG V, YONEYAMA T, KOBAYACHI E et coll.

Comparative study on torsional strength, ductility and fracture characteristics of laser-welded $\alpha+\beta$ Ti-6Al-7Nb alloy, CP titanium and Co-Cr alloy dental castings.
Dent Mater 2008;**24**(6):839-845.

40- SRIMANEEPONG V, YONEYAMA T, WAKABAYASHI N et coll.

Deformation properties of Ti-6Al-7Nb alloy castings for removable partial denture frameworks.
Dent Mater J 2004;**23**(4):497-503.

41- TAKAYAMA Y, TAKISHIN N, TSUCHIDA F et coll.

Survey on use of titanium dentures in Tsurumi University Dental Hospital for 11 years.
J Prosthodont Res 2009;**53**(2):53-59.

42- THOMAS CJ, LECHNER S et MORI T.

Titanium for removable dentures. II. Two-year clinical observations.
J Oral Rehabil 1997;**24**(6):414-418.

43- WATAHA JC.

Alloys for prosthodontic restorations.
J Prosthet Dent 2002;**87**(4):351-363.

44- WU J, GAO B, TAN H et coll.

A feasibility study on laser rapid forming of a complete titanium denture base plate.
Lasers Med Sci 2010;**25**(3):309-315.

45- WU M, WAGNER I, SAHM PR et coll.

Numerical simulation of the casting process of titanium removable partial denture frameworks.
J Mater Sci Mater Med 2002;**13**(3):301-306.

46- ZHANG W, ZHU Z et CHENG CY.

A literature review of titanium metallurgical processes.
Hydrometallurgy 2011;**108**(3/4):177-188.

47- ZINELIS S.

Effect of pressure of helium, argon, krypton and xenon on the porosity, microstructure, and mechanical properties of commercially pure titanium castings.
J Prosthet Dent 2000;**84**(5):575-582.

Iconographie :

Figure 1 :

Structures cristallines du titane - d'après P. GHYSELS, 2006

Figure 2 :

Tableau des coefficients d'expansion thermique - d'après G. GREGOIRE, 2010

Figure 3 :

Tableau des compositions chimiques du titane « commercialement pur » - d'après G. GREGOIRE, 2010

Figure 4 :

Machine de coulée du titane par arc/pression-dépression - d'après le laboratoire SANDERS, 2012

Figure 5 :

Chambres de fusion et de coulée, avant puis après basculement d'un quart de tour - d'après le laboratoire SANDERS, 2012

Figure 6 :

Schéma d'une machine de coulée par pression-dépression à arc électrique - d'après S. ZINELIS, 2000

Figure 7 :

Machine de coulée par induction/centrifugation - d'après le laboratoire BONGERT, 2012

Figure 8 :

Solution solide d'insertion - d'après C. DAN NGOC CHAN, 2004

Figure 9 :

Solution solide de substitution - d'après C. DAN NGOC CHAN, 2004

Figure 10 :

Graphique de contrainte versus déformation (essai de traction) - d'après P. AUBERTIN, 2004

Figure 11 :

Tableau des modules d'élasticité en fonction de l'alliage - d'après G. GREGOIRE, 2010

Figure 12 :

Tableau des propriétés mécaniques en fonction de l'alliage - d'après G. GREGOIRE, 2010

Figure 13 :

Radiographie d'une plaque métallique mandibulaire - d'après I. BALTAG, 2002

Figure 14 :

Eczéma allergique de contact aux méthacrylates chez un dentiste - d'après E. AMSLER, 2011

Figure 15 :

Soudeuse laser - d'après le laboratoire BONGERT, 2012

Figure 16 :

Ilménite - d'après R.LAVINSKY, 2010

Figure 17 :

Plaque palatine, double entretoise et plaque en U - d'après V. SRIMANEEPPONG, 2004

Figure 18 :

Schéma d'une coupe passant par le milieu de différents types de châssis - d'après K. ARIDOME, 2005

Figure 19 :

Courbes séparant les régions corrosive et non-corrosive en fonction du pH et de la concentration en fluor de différents alliages de titane - d'après M. NAKAGAWA, 2002

Figure 20 :

Tiges de coulées incurvées - d'après I. BALTAG, 2002

Figure 21 :

Schéma du flux de titane au sein de crochets molaires - d'après I. BALTAG, 2002

Figure 22 :

Radiographies de crochets molaires et taquets occlusaux - d'après I. BALTAG, 2002

FOUCAULT (Jérémie). - Le titane en prothèse adjointe : analyse critique de la littérature.-
45 f. ; 22 ill. ; tabl. ; 47 ref. ; 30cm. (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2012)

RÉSUMÉ

Considéré actuellement comme le métal le plus hautement biocompatible, le titane est, depuis la mise au point des procédés implantaires, bien connu des chirurgien-dentistes. Moins connus pour leurs applications en prothèse adjointe, le titane et ses alliages ont pourtant des propriétés physiques et mécaniques leur permettant de rivaliser avec les alliages de cobalt-chrome. Né de la volonté d'éviter le bimétallisme au sein de la cavité buccale, leur mise en oeuvre en prothèse adjointe par les laboratoires demeure couteuse et délicate. Malgré une meilleure maîtrise de sa coulée, il semblerait que seule l'amélioration des techniques d'usinage permette de profiter pleinement des propriétés du titane.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : Prothèse adjointe

MOT-CLEFS MESH

Titane – Titanium

Prothèse dentaire partielle amovible – Denture, Partial, Removable

Prothèse dentaire complète – Denture, Complete

Bases d'appareil de prothèse dentaire – Denture bases

JURY

Président : Monsieur le Professeur Bernard GIUMELLI

Assesseur : Monsieur le Docteur Gilles AMADOR DEL VALLE

Directeur : Monsieur le Docteur François BODIC

Assesseur : Monsieur le Docteur Aurélien FRUCHET