

UNIVERSITE DE NANTES

UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Année 2008

Thèse N° : 14

INTERET ET APPORT DU TITANE EN PROTHESE FIXEE

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT DE
DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

*Présentée
et soutenue publiquement par :*

DRONET Marie

Née le 21 février 1983

Le 24 avril 2008, devant le jury ci-dessous :

Président : Monsieur le Professeur Bernard GIUMELLI

Assesseur : Monsieur le Docteur Eric CHABERLIN

Assesseur : Monsieur le Docteur Pierre LAYROLLE

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur Yves AMOURIQ

SOMMAIRE

INTRODUCTION.....	6
1. CARACTERISTIQUES DU TITANE ET DE SES ALLIAGES.....	7
1.1 Généralités sur le titane	7
1.1.1 Structure	7
1.1.2 Le titane à l'état naturel, localisation	7
1.1.3 Obtention du titane métal à partir de son minerai	7
1.1.4 Applications du titane.....	8
1.2 Rôle des différents constituants du titane et de ses alliages.....	9
1.2.1 Le titane « commercialement pur » (TCP).....	10
1.2.2 Point de transformation allotropique	11
1.2.3 Les éléments d'addition	11
1.2.3.1 Solutions solides d'insertion	12
1.2.3.2 Solutions solides de substitution	13
1.2.4 Les alliages de titane	13
1.2.4.1 Les trois types d'alliages de titane	13
1.2.4.2 Les alliages de titane utilisés en odontologie	16
1.3 Propriétés physiques	17
1.3.1 Masse volumique.....	17
1.3.2 Mouillabilité	18
1.3.3 Propriétés thermiques.....	18
1.3.3.1 Température de fusion.....	18
1.3.3.2 Coefficient de dilatation thermique.....	18
1.3.3.3 Conductibilité thermique.....	19
1.3.3.4 Chaleur spécifique.....	19
1.3.4 Propriétés magnétiques	19
1.3.5 Propriétés mécaniques.....	20
1.3.5.1 Le module d'élasticité	20
1.3.5.2 La limite élastique à 0,2%	20
1.3.5.3 La résistance à la traction	21
1.3.5.4 L'allongement à la rupture	21
1.3.5.5 La dureté.....	21
1.3.5.6 Récapitulatif des propriétés mécaniques du titane « commercialement pur »	22
1.4 Propriétés chimiques.....	22
1.4.1 Affinité du titane pour l'oxygène	22
1.4.2 Affinité du titane pour l'azote	23
1.4.3 Affinité du titane pour l'hydrogène.....	23
1.5 Propriétés de surface.....	23
1.5.1 Couche de passivation	23
1.5.2 Résistance à la corrosion	24

1.5.2.1 Corrosion électrochimique	25
1.5.2.2 Corrosion galvanique	26
1.5.2.3 Corrosion en milieu acide fluoré	26
1.6 Propriétés biologiques.....	27
1.7 Autres propriétés.....	29
1.7.1 Neutralité du goût.....	29
1.7.2 Aspect visuel du titane	29
1.7.3 Faible coût	30
2. MISE EN FORME ET ASSEMBLAGE DU TITANE EN PROTHESE FIXEE	31
2.1 Le titane coulé.....	31
2.1.1 Les difficultés rencontrées lors de la coulée	31
2.1.1.1 Température de fusion élevée	32
2.1.1.2 Faible masse volumique	32
2.1.1.3 Forte réactivité à haute température	32
2.1.2 La problématique de l' « α -case »	33
2.1.2.1 L'origine de la couche « α -case »	33
2.1.2.2 Les conséquences de l' « α -case ».....	34
2.1.2.3 Les différents facteurs influant la formation de l' « α -case ».....	34
2.1.3 La spécificité des revêtements compensateurs pour la coulée du titane	35
2.1.3.1 Cahier des charges.....	35
2.1.3.2 Les différents revêtements utilisés	36
2.1.3.3 Les nouvelles approches.....	37
2.1.4 Description des machines de coulée du titane.....	38
2.1.4.1 Systèmes par pression-dépression combinées.....	39
2.1.4.2 Systèmes par centrifugation	42
2.1.4.3 Tableau récapitulatif des différents systèmes.....	44
2.1.5 Les traitements thermiques.....	44
2.1.5.1 Description des différents traitements thermiques.....	44
2.1.5.2 Influence de la vitesse de refroidissement sur les propriétés du titane coulé.....	45
2.1.6 Les défauts liés à la coulée	46
2.1.6.1 Les porosités internes	46
2.1.6.1.1 Les facteurs influençant l'apparition des porosités.....	46
2.1.6.1.2 Les moyens de détection	48
2.1.6.2 Les coulées incomplètes.....	50
2.1.6.3 La rugosité superficielle	50
2.1.7 Finition des pièces après coulée	51
2.1.8 Adaptation des couronnes métalliques coulées en titane	52
2.1.8.1 Les particularités des préparations en prothèse fixée.....	52
2.1.8.2 La précision d'ajustage des pièces coulées	53
2.1.9 Conclusions sur le titane coulé.....	54
2.2 Le titane usiné.....	54
2.2.1 L'électro-érosion	54
2.2.1.1 Principe.....	55
2.2.1.2 Usinage par pénétration.....	55
2.2.1.3 Usinage par découpage à fil	56

2.2.2 L'usinage mécanique direct	56
2.2.2.1 Principe.....	56
2.2.2.2 Le système KaVo Everest®	56
2.2.2.2.1 Description globale	56
2.2.2.2.2 L'unité de « scannage ».....	57
2.2.2.2.3 L'unité d'usinage.....	59
2.2.2.2.4 L'unité de frittage.....	60
2.2.2.3 Particularité du système Procera®	60
2.2.2.3.1 Les applications liées au titane.....	60
2.2.2.3.2 Description du procédé Procera All Titan.....	61
2.2.2.3.3 Fabrication de chapes à partir de poudre de titane	62
2.2.2.4 L' « usinabilité » du titane allié et non allié.....	63
2.2.2.5 Indications du titane usiné.....	64
2.2.2.6 Comparaison avec le titane coulé.....	65
2.2.2.6.1 Avantages du titane usiné / titane coulé	65
2.2.2.6.2 Inconvénients du titane usiné / titane coulé	66
2.2.2.6.3 Comparaison de la précision d'ajustage.....	66
2.2.2.7 Nouvelle méthode expérimentale de fabrication de couronnes en titane alliant coulée et système C.F.A.O.	67
2.3 Complément de la mise en forme du titane : les techniques d'assemblage.....	68
2.3.1 Généralités.....	68
2.3.2 Spécificités des techniques d'assemblage pour le titane	68
2.3.3 Le brasage par infra-rouge	69
2.3.4 La soudure par micro-plasma (les torches à plasma)	69
2.3.5 La soudure par laser	70
2.3.6 La soudure intrabuccale.....	72
2.3.7 Comparaison des résultats obtenus selon le type de soudure réalisée.....	72
3. LA PLACE DU TITANE EN PROTHESES CERAMO-METALLIQUE, COMPOSITE ET SUPRA-IMPLANTAIRE.....	74
3.1 Le titane en technique céramo-métallique : à propos d'un cas.....	74
3.1.1 Les différentes céramiques pour titane sur le marché	74
3.1.2 Les spécificités des céramiques pour titane	75
3.1.2.1 Faible coefficient de dilatation thermique.....	75
3.1.2.2 Point de fusion bas	75
3.1.2.3 Réaction avec la couche d'oxyde du titane	76
3.1.3 Les autres caractéristiques physico-chimiques et optiques	76
3.1.3.1 Résistance mécanique	76
3.1.3.2 Dureté	77
3.1.3.3 Caractéristiques chimiques.....	77
3.1.3.4 Caractéristiques optiques.....	77
3.1.3.5 Stabilité au cours des cuissons	78
3.1.4 La liaison céramique-titane	78
3.1.4.1 La liaison chimique	78
3.1.4.2 La liaison mécanique.....	78
3.1.4.3 La liaison par compression.....	79
3.1.4.4 Valeur de l'adhésion de la céramique sur le titane.....	79
3.1.4.4.1 Comparaison avec d'autres alliages	79

3.1.4.4.2 Comparaison entre titane coulé et titane usiné.....	80
3.1.4.4.3 Comparaison entre deux céramiques pour titane	81
3.1.5 La réalisation d'une couronne métallique sur base titane	81
3.1.5.1 Quelques remarques	81
3.1.5.1.1 Concernant les protocoles actuels	81
3.1.5.1.2 Concernant les « bonding » employés.....	83
3.1.5.2 Analyse des publications récentes.....	84
3.1.5.3 Pérennité clinique des couronnes céramo-titane	85
3.1.5.4 Présentation d'un cas clinique.....	86
3.1.6 Conclusions sur les céramiques pour titane	92
3.2 Le titane en prothèse composite	92
3.2.1 La réalisation d'une prothèse composite en titane	93
3.2.2 Les avantages du titane en prothèse composite.....	94
3.3 Le titane en prothèse fixée supra-implantaire	95
3.3.1 Le problème de corrosion en prothèse implantaire	95
3.3.1.1 Corrosion galvanique	95
3.3.1.1.1 Rappels	95
3.3.1.1.2 Concernant l'élément intermédiaire	96
3.3.1.1.3 Concernant la prothèse fixée	96
3.3.1.2 Corrosion localisée en crevasse.....	96
3.3.1.3 Les matériaux utilisés.....	97
3.3.2 Les différents types de piliers.....	98
3.3.2.1 En prothèse scellée	98
3.3.2.1.1 Les piliers pleins vissés ou monoblocs	98
3.3.2.1.2 Les piliers usinés transvissés sur les implants.....	99
3.3.2.1.3 Les piliers anatomiques transvissés sur les implants	99
3.3.2.2 En prothèse vissée	100
3.3.2.2.1 La prothèse transvissée directement sur implant.....	100
3.3.2.2.2 Les piliers transgingivaux pour prothèse vissée.....	100
3.3.3 Les reconstitutions plurales	100
3.3.3.1 Généralités.....	101
3.3.3.2 Les prothèses supra-implantaires monoblocs Procera®	101
3.3.3.2.1 Etapes de réalisation d'un bridge monobloc céramo- titane transvissé directement sur les implants.....	101
3.3.3.2.2 Avantages	102
3.3.3.2.3 Inconvénients	103
3.3.3.3 Le concept implanto-prothétique Cresco™	103
3.3.3.3.1 Description	103
3.3.3.3.2 Protocole.....	104
3.3.4 Conclusion sur la place du titane en prothèse fixée supra-implantaire	105
CONCLUSION.....	106
TABLE DES ILLUSTRATIONS.....	107
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	108

INTRODUCTION

Le titane et ses alliages sont aujourd'hui omniprésents dans la vie quotidienne et sont utilisés dans des industries de pointe telles l'aérospatiale et l'automobile. En raison de son excellente biocompatibilité, le titane s'est aussi imposé en médecine et en odontologie. En effet, l'implantologie fut la première indication du titane en odontologie. Puis, progressivement il s'est révélé indispensable aussi bien en endodontie qu'en orthopédie dento-faciale grâce aux alliages nickel-titane à mémoire de forme. Plus récemment, le titane a fait son apparition en prothèse et particulièrement en prothèse fixée, même si cette indication s'est heurtée à de nombreuses difficultés de mise en forme.

Le but de ce travail est de montrer les avantages inhérents à l'utilisation du titane en prothèse fixée et de faire un point sur l'avancée des technologies dans ce domaine. Pour ce faire, nous détaillerons dans une première partie les caractéristiques du titane et de ses alliages, puis nous présenterons dans une deuxième partie les méthodes de mise en forme et d'assemblage du titane utilisées pour la prothèse fixée. Enfin, nous évaluerons l'importance du titane en prothèses céramo-métallique et composite ainsi qu'en prothèse fixée supra-implantaire.

1. CARACTERISTIQUES DU TITANE ET DE SES ALLIAGES

1.1 Généralités sur le titane

1.1.1 Structure

Le titane, de symbole Ti et de numéro atomique $Z = 22$, est classé dans le quatrième groupe de la classification périodique des éléments de MENDELEIEV (tout comme la zirconie). C'est un élément simple de couleur gris-argent, possédant une masse atomique de 47,9. Il appartient au groupe des métaux dits de transition par sa structure électronique insaturée sur les orbitales 3d ($1s^2 2s^2 2p^6 3s^2 3p^6 3d^2 4s^2$). Cela explique la forte réactivité de ce métal et donc les problèmes rencontrés lors de sa mise en œuvre par fusion (14).

1.1.2 Le titane à l'état naturel, localisation (62)

Le titane occupe la neuvième position des éléments retrouvés dans l'écorce terrestre avec une proportion massique de 0,6%. Les minerais à base de titane sont le rutile (TiO_2), l'ilménite ($FeTiO_3$), l'anatase (TiO_2) et le sphène ($CaTiSiO_5$) ; les plus abondants étant le rutile et l'ilménite. Les bandes côtières riches en rutile sont exploitées à partir d'un pourcentage massique de 0,3% de teneur en TiO_2 ; la teneur en TiO_2 des sables d'ilménite dépend du degré de décomposition par les intempéries.

Les réserves mondiales de TiO_2 atteignent 600 millions de tonnes. Les principales réserves d'ilménite se trouvent en Afrique du Sud, en Inde, aux Etats-Unis, au Canada, en Norvège et en Australie. Les gisements de rutile sont plus nombreux en Australie et aux Etats-Unis.

1.1.3 Obtention du titane métal à partir de son minerai (62)

C'est un matériau connu depuis longtemps puisqu'il a été découvert en 1790 par William GREGOR mais sa production commerciale ne date que des années 1960 car il fut très difficile à isoler de son minerai.

Le point de départ est un oxyde de titane concentré, enrichi jusqu'à un pourcentage massique de 98%. A partir de ce concentré, on obtient du tétrachlorure de titane $TiCl_4$ par chloration et addition de carbone (réaction exothermique), celui-ci sera purifié par distillation fractionnée. Selon le procédé élaboré par KROLL, on réduit ensuite le $TiCl_4$ avec du magnésium à $800^{\circ}C$, sous atmosphère de gaz rare. Le chlorure de magnésium obtenu sera séparé du titane pour donner une « éponge de titane ». Ces « éponges de titane » serviront ensuite à la réalisation de lingots de titane « commercialement pur » (possédant 99,5% en masse de titane). Les 0,5% restants (oxygène et fer principalement) correspondent aux impuretés liées au processus de fabrication.

Figure 1 : Photo d'un plot de titane utilisé pour la coulée



1.1.4 Applications du titane

La production industrielle du titane, qui a débuté aux Etats-Unis en 1949, a connu une importante croissance en Europe et au Japon. Aujourd'hui, avec une production mondiale de 85000 tonnes par an (22), ce matériau occupe une très grande place dans le monde occidental.

Il possède beaucoup d'avantages, ses domaines d'application sont donc nombreux :

- aéronautique et aérospatiale (pour sa faible masse volumique et sa résistance mécanique élevée) ;
- industrie chimique (pour sa résistance à la corrosion) ;
- médecine (pour son excellente biocompatibilité) : implants orthopédiques (prothèses de hanche), boîtier de stimulateur cardiaque (pace-maker) ;
- automobile (moteur) ;
- bâtiment ;
- divers : cadres de vélos, montures de lunettes (pour la légèreté du titane)...

En odontologie, on retrouve le titane et ses alliages :

- en implantologie (qui fut la première indication du titane en odontologie) : le titane est utilisé pur ou sous forme de TA6V (cf 1.2) ;
- en orthopédie dento-faciale (ODF) : utilisation d'arcs en alliage nickel-titane (Ni-Ti) à mémoire de forme ;
- en endodontie : instruments en nickel-titane ;
- en odontologie conservatrice (OC) : solutions pour le traitement de l'hypersensibilité dentinaire à base de tétrafluorures de titane ;
- en prothèse fixée : couronnes, tenons radiculaires, inlays-cores, suprastructures implantaires ;
- en prothèse amovible : réalisation de châssis métalliques en titane.

1.2 Rôle des différents constituants du titane et de ses alliages

Le titane employé en odontologie va être utilisé sous deux formes : soit « pur », soit allié. Le titane pur, communément appelé titane « commercialement pur » (TCP) est en fait un alliage titane-oxygène contenant au maximum 0,35% de ce dernier élément. Dans le cas d'alliages de titane, d'autres éléments tels que l'aluminium, le vanadium, le palladium, le nickel ou même le cuivre sont ajoutés au titane en quantité plus importante ; cela permet ainsi une optimisation des propriétés en fonction de l'application désirée (33).

Un alliage est désigné par le symbole Ti auquel sont adjoints les symboles et pourcentages des principaux éléments. Par exemple, l'alliage de titane le plus connu est le $Ti_{90}Al_6V_4$ (composé de 90% de titane, 6% d'aluminium et 4% de vanadium), souvent appelé TA6V.

1.2.1 Le titane « commercialement pur » (TCP)

Le titane pur n'existe pas car il est constitué sur le plan chimique de 99,5% à 99,8% de titane (en phase α) et d'éléments incorporés tels que l'oxygène, le fer, le carbone, l'azote et l'hydrogène (impuretés dues au processus de fabrication). En fonction du pourcentage de ces différents éléments, on distingue quatre grades de TCP (figure 2) :

Figure 2 : Composition chimique du titane "commercialelement pur"
selon la norme DIN 17850 (33)

	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

Rappelons que lorsqu'on parle de TCP, il s'agit du titane allié à l'oxygène. Plus le pourcentage d'oxygène est faible, plus le titane est pur. Ainsi, le TCP grade 1 est le plus pur et le TCP grade 4 le moins pur. D'autre part, les propriétés mécaniques ou physiques (coulabilité) dépendent de la teneur en impuretés (14) (cf 1.3.5.6). En effet, le TCP grade 1 possède une ductilité deux fois supérieure au TCP grade 4 mais sa tenacité est deux fois moindre que celle du TCP grade 4.

1.2.2 Point de transformation allotropique (33)

Le titane présente un polymorphisme : il existe sous deux formes allotropiques c'est-à-dire sous deux structures cristallines différentes, α et β ; et peut passer d'une forme à l'autre de façon réversible. La température de transformation allotropique se situe vers $882,5^{\circ}\text{C}$, elle varie en fonction de la méthode d'obtention du titane et de la présence d'éléments d'addition.

Pour une température inférieure à $882,5^{\circ}\text{C}$, le titane se retrouve sous sa forme α , stable et de structure hexagonale compacte. Pour une température supérieure à $882,5^{\circ}\text{C}$, le titane est sous sa forme β , stable et de structure cubique centrée. Le titane α possède des propriétés intéressantes, contrairement au titane β qui perd certaines de ces qualités mécaniques et sa résistance à la corrosion. C'est pourquoi le laboratoire cherchera toujours à travailler sur un titane en phase α , ce qui exige une grande rigueur des techniques de travail (22).

La température des transitions $\beta \rightleftharpoons \alpha$ est appelée transus β , sa valeur est à rapprocher avec celle de la température courante nécessaire à la cuisson des céramiques, voisine de 1100°C . Ainsi, on comprend aisément la difficile compatibilité de ces deux matériaux.

1.2.3 Les éléments d'addition (33,68)

En ajoutant un certain nombre d'éléments au titane, on va pouvoir faire varier la température de transformation allotropique mais aussi élargir le domaine d'existence des phases α ou β .

Les éléments stabilisant α ou alphagènes vont élever cette température de transformation. Ce sont l'aluminium et l'étain, pour les éléments métalliques ; l'oxygène, l'azote, le carbone et le bore pour les éléments non métalliques.

Les éléments stabilisant β ou bêtagènes vont abaisser cette température de transformation. On distingue parmi ceux-ci les éléments bêtagènes eutectoïdes (comme le manganèse, le fer, le chrome, le silicium, le nickel et le cuivre) pouvant former des composés intermétalliques définis, et, les éléments bêtagènes isomorphes (tels le vanadium, le molybdène, le niobium et le tantale) qui sont totalement miscibles avec le titane à haute température.

Enfin, les éléments neutres (comme le zirconium et l'hafnium) ne favorisent ni la phase α , ni la phase β .

Tous ces éléments d'addition ont un rôle prépondérant car ils influencent aussi bien les propriétés mécaniques que les propriétés de résistance à la corrosion, et ceci, en modifiant la morphologie ou en créant des solutions solides d'insertion ou de substitution.

1.2.3.1 Solutions solides d'insertion (33)

Elles se feront avec des éléments non métalliques de petite taille car les atomes du métal d'addition vont s'insérer dans le réseau cristallographique du titane de base. On distingue :

- *l'oxygène* : élément alphagène qui va occuper les sites interstitiels du réseau hexagonal compact du titane α et va entraîner une modification des paramètres de la maille cristalline. Ainsi, le métal sera moins ductile à température ambiante. Les tests de traction permettent de mettre en évidence ce durcissement ;
- *l'azote et le carbone* : éléments alphagènes qui ont la même influence que l'oxygène ;
- *l'hydrogène* : élément bêtagène, qui, même présent en quantité relativement faible, va conduire à des fragilités importantes. En effet, il se dissout dans la phase β , entraînant la formation d'hydrures lors du refroidissement.

Cela explique pourquoi la coulée et la soudure du titane doivent nécessairement se faire sous vide ou sous argon pour éviter des fragilisations importantes.

1.2.3.2 Solutions solides de substitution (33)

Elles se feront avec des éléments métalliques de rayon atomique voisin de celui du titane car les atomes du métal d'addition vont s'insérer dans le réseau cristallographique de base et remplacer les atomes de ce dernier. On peut citer :

- *l'aluminium* : élément alphasène qui entraîne un durcissement de la phase α et, de ce fait, une amélioration de la tenue au fluage et de la résistance ainsi qu'une baisse de ductilité. Il est peu coûteux et son addition va abaisser la masse volumique (sa masse volumique étant plus faible que celle du titane). Sa concentration dans les alliages de titane est limitée à 7% en poids ;
- *le molybdène* : élément bêtagène isomorphe qui augmente la résistance, la ductilité et la tenue au fluage et à l'oxydation ;
- *le vanadium* : élément bêtagène isomorphe qui améliore la ductilité ;
- *le fer* : élément bêtagène eutectoïde qui offre, à température moyenne, un bon compromis entre la résistance, la ductilité et le fluage. De plus, il diminue la température de transformation allotropique et permet ainsi de travailler à des températures plus basses.

1.2.4 Les alliages de titane

1.2.4.1 Les trois types d'alliages de titane (48)

On distingue trois types d'alliages de titane : les alliages α (constitués exclusivement (ou presque) par la phase α), les alliages β (constitués exclusivement par la phase β), et ceux constitués par un mélange des deux phases, appelés alliages mixtes ($\alpha+\beta$).

Les alliages α présentent des qualités thermomécaniques. Ils sont :

- stables et soudables à chaud jusqu'à 500-550°C ;
- plus résistants à l'oxydation que les alliages β et les alliages $\alpha+\beta$;
- résistants et tenaces dans le domaine des températures cryogéniques ;
- difficiles à usiner à température ambiante ;
- peu résistants à la traction.

Ils constituent la famille des alliages de titane de fluage. On les utilise à l'état de recuit, de trempe ou de revenu. On leur reproche leur sensibilité à la corrosion sous tension. Ils sont utilisés dans l'industrie aérospatiale. Leur chef de file est le TA5S (5% d'aluminium et 2% d'étain).

Les alliages β sont plastiques et sensibles aux traitements thermiques. Ils sont soudables à chaud pendant de courtes durées, résistants à chaud mais sont peu utilisés en raison de leur fragilité en dessous de -60°C. Le plus connu est le TV13CA (13% de vanadium, 11% de chrome et 3% d'aluminium).

Les alliages mixtes permettent, eux, de faire varier les proportions de chaque phase et ainsi, d'obtenir des compromis. La phase β va être maintenue à la température ambiante par l'adjonction d'un ou plusieurs éléments bêtagènes en quantité suffisante. Ils répondent aux traitements thermiques, sont assez résistants à chaud et sont stables jusqu'à 450°C. Par exemple, le TA6V (6% de vanadium et 4% d'aluminium) est beaucoup utilisé (notamment en implantologie) car ses performances sont améliorées par rapport au métal pur. En effet, il présente une bonne ductilité et une bonne résistance mécanique, et, il peut être durci par vieillissement.

Ainsi, on retiendra que c'est la combinaison des propriétés recherchées qui va guider le choix d'un alliage.

Figure 3 : Propriétés comparées des différents alliages de titane (7)

(NB : ELI = Extra Low Interstitial)

Désignation	Limite contrainte de traction	Limite contrainte de traction à 0,2% d'allonge- ment	Limites d'impureté (% en poids)					Composition nominale (% en poids)				
			N (max)	C (max)	H (max)	Fe (max)	O (max)	Al	Sn	Zr	Mo	Autres
Grades non alliés												
ASTM grade 1	240	170	0,03	0,10	0,015	0,20	0,18					
ASTM grade 2	340	280	0,03	0,10	0,015	0,30	0,25					
ASTM grade 3	450	380	0,05	0,10	0,015	0,30	0,35					
ASTM grade 4	550	480	0,05	0,10	0,015	0,50	0,40					
ASTM grade 7	340	280	0,03	0,10	0,015	0,30	0,25					0,2Pd
Alliages α et pseudo α												
Ti-0,3Mo-0,8Ni	480	380	0,03	0,10	0,015	0,30	0,25				0,3	0,8Ni
Ti-5Al-2,5Sn	790	760	0,05	0,08	0,02	0,50	0,20	5	2,5			
Ti-5Al-2,5Sn ELI	690	620	0,07	0,08	0,0125	0,25	0,12	5	2,5			
Ti-8Al-1Mo-1V	900	830	0,05	0,08	0,015	0,30	0,12	8			1	1V
Ti-6Al-2Sn-4Zr- 2Mo	900	830	0,05	0,05	0,0125	0,25	0,15	6	2	4	2	
Ti-6Al-2Nb-1Ta- 0,8Mo	790	690	0,02	0,03	0,0125	0,12	0,10	6			1	2Nb- 1Ta
Ti-2,25Al-11Sn- 5Zr-1Mo	1000	900	0,04	0,04	0,008	0,12	0,17	2,25	11,0	5,0	1	0,2Si
Ti-5Al-5Sn-2Zr- 2Mo	900	830	0,03	0,05	0,0125	0,15	0,13	5	5	2	2	0,25Si
Alliages α - β												
Ti-6Al-4V	900	830	0,05	0,10	0,0125	0,30	0,20	6,0				4,0V
Ti-6Al-4V ELI	830	760	0,05	0,08	0,0125	0,25	0,13	6,0				4,0V
Ti-6Al-6V-2Sn	1030	970	0,04	0,05	0,015	1,0	0,20	6,0	2,0			0,75Cu- 6V
Ti-8Mn	860	760	0,05	0,08	0,015	0,50	0,20					8Mn
Ti-7Al-4Mo	1030	970	0,05	0,10	0,013	0,30	0,20	7,0			4,0	
Ti-6Al-2Sn-4Zr- 6Mo	1170	1100	0,04	0,04	0,0125	0,15	0,15	6,0	2,0	4,0	6,0	
Ti-5Al-2Sn-2Zr- 4Mo-4Cr	1125	1055	0,04	0,05	0,0125	0,30	0,13	5,0	2,0	2,0	4,0	4,0Cr
Ti-6Al-2Sn-2Zr- 2Mo-2Cr	1030	970	0,03	0,05	0,0125	0,25	0,14	5,7	2,0	2,0	2,0	2,0Cr- 0,25Si
Ti-3Al-2,5V	620	520	0,015	0,05	0,015	0,30	0,12	3,0				2,5V
Alliages β												
Ti-10V-2Fe-3Al	1170	1100	0,05	0,05	0,015	2,5	0,16	3,0				10,0V
Ti-13V-11Cr-3Al	1170	1100	0,05	0,05	0,025	0,35	0,17	3,0				11,0Cr- 13V
Ti-8Mo-8V-2Fe- 3AP	1170	1100	0,05	0,05	0,015	2,5	0,17	3,0			8	8V
Ti-3Al-8V-6Cr- 4Mo-4Zr	900	830	0,03	0,05	0,020	0,25	0,12	3,0		4,0	4,0	6,0Cr- 8V
Ti-11,5Mo-6Zr- 4,5Sn	690	620	0,05	0,10	0,020	0,35	0,18		4,5	6,0	11,5	

1.2.4.2 Les alliages de titane utilisés en odontologie

Parallèlement au TCP, l'alliage mixte $TiAl_6V_4$ est couramment utilisé en odontologie. Bien s'il s'agisse de titane allié, on le nomme communément « titane de grade 5 » d'après les normes ASTM (*American Society for Testing and Materials*) (86,91). Il est principalement indiqué dans des situations cliniques où les sollicitations mécaniques sont élevées (54) : implantologie, prothèse amovible partielle.

Cependant, l'incorporation d'éléments d'addition dans les alliages dentaires et plus particulièrement dans les alliages de titane n'apparaît pas dénuée d'effets secondaires. En effet, on retrouve dans la littérature plusieurs études sur la toxicité du vanadium, ce qui a contribué au développement d'alliages de titane dépourvus de vanadium (43). L'alliage $\alpha + \beta$ $TiAl_6Nb_7$ est le résultat de cette évolution. Il possède des propriétés mécaniques quasiment identiques au $TiAl_6V_4$ mais présente une ductilité supérieure et une meilleure résistance à la corrosion (73). D'après une étude de 2003 (40), l'alliage $TiAl_6Nb_7$ peut donc être utilisé en prothèse dentaire, les prothèses coulées ainsi obtenues seront d'une meilleure qualité que des prothèses en TCP car elles seront plus résistantes à l'usure et présenteront une meilleure finition de surface. Par ailleurs, les pièces en $TiAl_6Nb_7$ soudées au laser offrent de très bons résultats (73).

D'autres approches sont actuellement en cours d'étude, telles la fabrication d'alliages β (Ti-7,5Mo ou Ti-13Nb-13Zr) moins rigides que TCP et ayant une biocompatibilité supérieure au $TiAl_6V_4$ (55).

Par ailleurs, il faut évoquer l'emploi d'alliages de nickel-titane ($Ti_{87}Ni_{13}$), en orthopédie dento-faciale (ODF) et pour les instruments d'endodontie, grâce à leurs propriétés spécifiques de superélasticité et de mémoire de forme (14).

Le titane et ses alliages possèdent des propriétés mécaniques, électrochimiques et biologiques très intéressantes qui découlent directement du double comportement du titane. En effet, celui-ci présente des caractéristiques dépendantes de sa structure massique globale, correspondant à celle d'un métal ; mais aussi des propriétés de surface, caractéristiques de celles d'un oxyde (14). Nous allons donc étudier les propriétés physiques et chimiques du titane et de ses alliages, comparativement aux autres alliages utilisés en odontologie ; et enfin, nous nous attacherons aux propriétés de surface et propriétés biologiques du titane.

1.3 Propriétés physiques (14,33)

1.3.1 Masse volumique

Le titane a la valeur la plus basse des métaux courants avec une masse volumique de $4,51 \text{ g/cm}^3$ (exception faite de celle de l'aluminium qui est de $2,7 \text{ g/cm}^3$). En effet, les alliages à base de nickel-chrome (Ni-Cr) possèdent une masse volumique de 8 g/cm^3 , ceux à base de cobalt-chrome (Co-Cr) de $8,5 \text{ g/cm}^3$ et ceux à base d'or de $19,3 \text{ g/cm}^3$.

Cette faible masse volumique constitue à la fois des avantages et des inconvénients pour les applications du titane en odontologie. L'un des avantages est la radiotransparence du titane, cela permet un meilleur contrôle de la qualité de coulée des pièces prothétiques (en visualisant la présence d'éventuelles inclusions gazeuses) et une amélioration du diagnostic des caries sous des restaurations scellées (sans avoir à les déposer). L'intérêt se retrouve également dans le confort apporté au patient ; ainsi, à volume égal, le poids pour des éléments prothétiques en titane (par exemple, une prothèse à châssis métallique ou des éléments fixés de grande étendue) est pratiquement deux fois moindre que pour ceux réalisés en alliage Co-Cr ou Ni-Cr et environ quatre fois moindre que pour ceux réalisés en alliage d'or ; par conséquent, ils sont mieux tolérés par le patient.

En revanche, l'inconvénient réside dans la difficulté d'élaboration des prothèses au laboratoire par la technique de coulée classique.

1.3.2 Mouillabilité

Le titane possède, par rapport aux autres alliages métalliques, une excellente mouillabilité par la salive, et, apparaît comme le matériau le plus favorable, après la résine polie, pour la réalisation des intrados de prothèses amovibles complètes avec une rétention optimale, du point de vue de la mouillabilité.

Ainsi, le titane est particulièrement indiqué chez les patients présentant une diminution du flux salivaire (traitement anxiolytique ou suite de radiothérapie) et souvent découragés par des traitements prothétiques menés avec des alliages conventionnels (44).

1.3.3 Propriétés thermiques

1.3.3.1 Température de fusion

Elle varie de 1660°C à 1720°C. C'est une valeur élevée (qui classe le titane dans la série des matériaux réfractaires) et variable selon le degré de pureté du titane utilisé : plus le titane est pur, plus la température de fusion est élevée. Pour certains, le point de fusion du titane est de 1690°C, et selon d'autres auteurs, il peut même aller jusqu'à 1720°C pour un titane de très grande pureté.

L'utilisation du titane nécessite donc des méthodes de fusion capables d'atteindre rapidement son point de fusion (arc ou induction) sous vide ou sous atmosphère neutre (à cause de l'affinité du titane pour les gaz atmosphériques).

1.3.3.2 Coefficient de dilatation thermique

Il est de $8,5 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ entre 20 et 100°C et de $9,3 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ à 400°C, donc à peu près égal à celui des éléments constitutifs de la dent : dentine ($8,3 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) et émail ($11,2 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$). En comparaison, il est de $13 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ pour les alliages Co-Cr, de $15 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ pour les alliages Ni-Cr et de $18 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ pour les alliages d'or.

Le coefficient de dilatation thermique, particulièrement bas, est un avantage pour la réalisation de prothèses dentaires car il n'y aura pas de perte d'herméticité par dilatation

thermique (à condition que le ciment de scellement possède des propriétés identiques) ; mais en contrepartie, cela implique l'utilisation de céramiques particulières, appropriées au titane.

1.3.3.3 Conductibilité thermique

Elle est de 18 W/m.K à 20°C (ou 0,045 cal/s.°C.cm), valeur faible par rapport aux autres métaux purs, et, intermédiaire entre celles des alliages Co-Cr (8 W/m.K) et des alliages d'or (25 W/m.K).

Ainsi, elle permet de limiter les irritations pulpaires des dents couronnées vitales telles qu'elles se rencontrent dans les alliages à forte teneur en or, et confère aux plaques coulées en titane un très bon comportement face aux variations de température buccale.

1.3.3.4 Chaleur spécifique

Il s'agit de la quantité de chaleur nécessaire pour élever de 1°C, 1 gramme de titane. Elle est de 0,126 cal.g⁻¹.°C⁻¹ à 50°C pour le TCP.

Cette donnée est importante afin de déterminer le dispositif capable d'amener ce matériau en fusion.

1.3.4 Propriétés magnétiques

Le titane est considéré comme un métal amagnétique, ce qui lui vaut son emploi dans des domaines comme la géophysique ou la réalisation de connexions électriques. Sa susceptibilité magnétique est de $3,2 \cdot 10^{-6} \text{ cm}^3 \cdot \text{g}^{-1}$ à 20°C et monte faiblement jusqu'à $3,7 \cdot 10^{-6} \text{ cm}^3 \cdot \text{g}^{-1}$ à 500°C (48).

Cette propriété permet l'utilisation du titane chez le patient susceptible de subir des examens radiographiques poussés de type tomодensitométrie (TDM) et imagerie par résonance magnétique nucléaire (iRMN). En effet, le titane ne produit pas d'artéfacts sur les clichés et n'entache pas le diagnostic radiologique au contraire des autres alliages couramment utilisés en odontologie.

De plus, il modifie peu la répartition du rayonnement en cas de radiothérapie post-opératoire ; son indication chez les patients ayant présenté des pathologies carcinologiques, notamment au niveau de la sphère oro-faciale, semble majeure (22,44).

1.3.5 Propriétés mécaniques

Elles sont fortement influencées par le taux d'impuretés (notamment la teneur en oxygène) du titane non allié et par les différents éléments d'addition du titane allié.

1.3.5.1 Le module d'élasticité

Le module d'élasticité (ou module de YOUNG) traduit la rigidité du matériau. Il est de 80 GPa pour le titane « commercialement pur » et de 105 GPa pour le TA6V, ce qui est comparable aux alliages d'or mais deux fois plus faible que les alliages Ni-Cr (environ 200 GPa) et Co-Cr (environ 230 GPa).

Par conséquent, cette relative souplesse va impliquer un surdimensionnement des gabarits des pièces prothétiques, notamment des longues armatures céramo-métalliques pour empêcher la fracture de la céramique en prothèse fixée (44), mais aussi des crochets en prothèse adjointe partielle (PAP) où leur section est majorée de 0,5 mm. Selon Degorce (22), le manque de rigidité est un inconvénient à prendre en compte, d'autant plus que les grandes épaisseurs sont à éviter pour limiter les défauts de coulée.

1.3.5.2 La limite élastique à 0,2%

La limite élastique rend compte de l'élasticité du matériau c'est-à-dire l'aptitude d'un matériau à résister aux forces auxquelles il est soumis, sans subir de déformation permanente. Elle va de 400 à 750 MPa pour le TCP et est de 900 MPa pour le TA6V. Elle est donc largement supérieure à celle des autres alliages utilisés en odontologie.

Cette importante élasticité confère au titane une place de choix dans la confection de crochets en PAP, malgré la nécessité de leur surdimensionnement (cf 1.3.5.1). De plus, l'association de cette limite élastique élevée à la relative flexibilité du titane va permettre la

réalisation de tenons radiculaires en titane qui seront moins contraignants pour les structures résiduelles des dents dépulpées (14).

1.3.5.3 La résistance à la traction

La résistance à la traction d'un matériau correspond à son aptitude globale à absorber de l'énergie avant sa fracture, elle évoque la tenacité. Pour le TCP avec 800 MPa et pour le TA6V avec 980 MPa, elle est relativement supérieure à Co-Cr (680 à 840 MPa) et Ni-Cr (550 à 800 MPa) mais aussi supérieure à un alliage d'or tertiaire (environ 400 MPa).

1.3.5.4 L'allongement à la rupture

L'allongement à la rupture est de 14% pour le TA6V. Il traduit la ductilité, c'est-à-dire l'aptitude du matériau à la déformation plastique (capacité du matériau à pouvoir être étiré sans se rompre).

Le titane possède une ductilité comparable aux alliages d'or, ce qui est très favorable, en laboratoire pour le brunissage, ou en clinique pour la finition des joints sur des éléments unitaires de prothèse fixée (14).

1.3.5.5 La dureté

La dureté est la résistance qu'oppose un matériau à la déformation locale sous une charge plus dure que lui. Il existe de nombreuses méthodes de mesure de la dureté (VICKERS, BRINELL, ROCKWELL, KNOOP...). Le titane a une dureté Vickers (VHN) d'environ 200 ; cette valeur est supérieure à l'alliage d'or (VHN=120-170), égale à Ni-Cr (VHN=200-250) et inférieure à Co-Cr (VHN=360-390).

De plus, la dureté du titane reste inférieure à la dureté amélaire donc le titane ne devrait pas entraîner d'usure des dents antagonistes.

1.3.5.6 Récapitulatif des propriétés mécaniques du titane « commercialement pur »

La multiplicité des combinaisons chimiques ainsi que les différentes morphologies microstructurales permettent d'obtenir une variété extrêmement importante de propriétés mécaniques.

Figure 4 : Propriétés mécaniques du TCP (33)

Types d'alliages	Limite élastique (MPa)	Limite de rupture (MPa)	Module d'élasticité (GPa)	Allongement (%)	Dureté (Vickers)
TCP grade 1	200	290-410	105-110	> 30	120
TCP grade 2	250	390-540	105-110	> 22	150
TCP grade 3	320	460-590	105-110	> 18	170
TCP grade 4	390	540-740	105-110	> 16	200

1.4 Propriétés chimiques

Le titane présente une très grande réactivité chimique notamment à haute température en raison de la structure électronique de son atome. Il a une forte affinité pour les gaz de l'atmosphère, en particulier l'oxygène, l'azote et l'hydrogène ; ainsi que pour le carbone, ce qui rend difficile la soudure du titane et sa coulée au laboratoire de prothèse.

1.4.1 Affinité du titane pour l'oxygène

L'oxygène réagit de façon importante avec le titane dès 500°C : il entre en solution dans la phase α , ce qui provoque un durcissement du métal au détriment de sa plasticité et de sa tenacité (la soudure du titane doit donc se faire à l'abri de l'air, sous atmosphère d'argon, et généralement au laser).

1.4.2 Affinité du titane pour l'azote

L'azote présente une affinité identique pour α et β , et la réaction est plus lente qu'avec l'oxygène mais elle n'engendre pas de modification structurale. L'azote augmente la température de transformation d' α à β ; c'est donc un stabilisant α .

1.4.3 Affinité du titane pour l'hydrogène

L'hydrogène donne une réaction très importante avec la phase β et c'est un stabilisant β . Il faut faire attention car la réaction hydrogène-titane entraîne une fragilisation sous tension du titane.

1.5 Propriétés de surface

1.5.1 Couche de passivation

Comme nous l'avons vu précédemment, le titane est un métal extrêmement réactif. A température ambiante et lors de tout contact avec l'air ou la salive (attaque en milieu oxydant), il va se recouvrir, quasi-instantanément, d'une couche d'oxyde de 10 à 20 nm d'épaisseur, appelée couche de passivation. Cette couche d'oxyde est adhérente à la surface du métal et est d'épaisseur supérieure au champ d'activité des interactions chimiques des molécules biologiques avec le métal (8) ; elle joue ainsi le rôle d'une barrière hautement protectrice, conférant au titane une bonne résistance aux agressions chimiques. Par ailleurs, cette couche va se reformer spontanément si on l'élimine.

En comparant les enthalpies libres standard de formation des oxydes du titane et d'autres métaux entrant dans la composition d'alliages dentaires, il apparaît que le titane possède la plus forte affinité pour l'oxygène (14) (cf tableau page suivante).

Figure 5 : Les enthalpies libres standard de formation des oxydes de différents métaux (14)

	Au	Ag	Ni	Mo	Cr	Ti
ΔH° (kJ/mole O ₂)	-2,5	-60	-335	-550	-750	-950

Le titane peut développer plusieurs oxydes de stoechiométries différentes : TiO, TiO₂ (le plus important), Ti₂O₃ et Ti₃O₄. Ces oxydes se répartissent différemment entre l'air ambiant et la surface du métal : TiO₂ est en contact avec l'air, TiO sur le métal et entre les deux, se situent les deux autres oxydes (44). On retrouve un peu la même chose avec l'aluminium (couche d'Al₂O₃) et le zirconium (ZrO₂), ces couches ont des structures chimiques voisines des céramiques. Il faut souligner que les oxydes de titane ont une densité et un point de fusion proches des valeurs du titane-métal donc il est impossible de les séparer par l'un de ces deux procédés.

D'après KUPHASUK et coll. (43), la composition de cette couche de passivation peut connaître des variations selon le type d'alliage de titane en présence. En effet, sur TiAl₅Fe_{2,5}, les oxydes formés seront un mélange de TiO₂ (majoritaire) et de Ti₉O₁₇ alors que sur NiTi, il s'agit de TiO₂ et de Ni₂Ti₄O.

De plus, TiO₂ est un isolant électrique, ce qui va contribuer à l'inertie chimique du titane. Ce film de passivation est imperméable à la diffusion des cations et des anions, phénomène indispensable au processus d'ostéointégration des implants. Par contre, la perte d'adhérence et la cinétique de croissance de cette couche d'oxyde à haute température vont constituer un problème technique qu'il faudra résoudre lors de l'émaillage ou des opérations de soudo-brasage (14).

1.5.2 Résistance à la corrosion

La résistance à la corrosion constitue un critère de choix aussi important que les propriétés physiques des matériaux de reconstitution prothétique (résistance à la traction, ductilité ou dureté...) car elle permet d'assurer la pérennité des restaurations et de limiter la

libération d'ions métalliques dans la cavité buccale (33,79). Nous allons voir que le titane présente une très bonne résistance à la corrosion.

1.5.2.1 Corrosion électrochimique

En règle générale, tout alliage placé dans la cavité buccale est soumis à des processus de corrosion qui sont d'ailleurs causés par l'environnement buccal.

Parmi les métaux passivables utilisés en odontologie, le titane et ses alliages sont réputés pour leur excellent comportement électrochimique (79). En effet, bien que l'on soit tenté de penser qu'avec un potentiel d'oxydoréduction très négatif ($E_{\text{Ti}^{2+}/\text{Ti}} = -1,63 \text{ V /ESH}$), le titane aurait fortement tendance à s'oxyder, sa résistance à la corrosion est excellente et apparaît même supérieure à tous les métaux, y compris l'or (22,71). Cette spécificité du titane est due à la formation en surface d'un film de passivation très stable, insoluble et non poreux, que nous venons de décrire.

Bien que, selon MATSUNO (53), les alliages de titane (pour lesquels la proportion de titane varie entre 85 et 95%) conservent la passivité du titane commercialement pur, KUPHASUK et coll. (43), en 2001, ont montré que le TCP et le $\text{TiAl}_5\text{Fe}_{2,5}$ étaient sensiblement plus résistants à la corrosion que le TiAl_6V_4 et le NiTi dans des conditions physiologiques simulées *in vitro*. En effet, des études préliminaires traitant de l'influence des éléments d'addition sur la résistance à la corrosion des alliages de titane suggèrent que le fer n'a pas d'influence, que l'aluminium a peu d'effet, que le vanadium, le zirconium et le nickel sont néfastes et que le molybdène a un effet bénéfique (43).

D'après l'expérience menée par CAI et coll. en 1999 (16), le comportement vis-à-vis de la corrosion du titane commercialement pur coulé semble être similaire à celui des pièces usinées. De plus, la rugosité affecte de manière significative la résistance à la corrosion contrairement à la présence de la couche d'« α -case » en surface du titane qui n'apparaît pas comme un facteur déterminant. (La couche d'« α -case » est la couche réactionnelle qui se forme en surface du titane lors de sa coulée à cause des nombreuses interactions se produisant à l'interface titane/revêtement.)

C'est pourquoi il est impératif, lors de la coulée du titane de bien maîtriser tous les paramètres susceptibles d'affecter la résistance à la corrosion (homogénéité et microstructure, pollution interne des atomes...).

1.5.2.2 Corrosion galvanique

Elle survient quand deux métaux ou alliages de nature différente, placés dans un électrolyte (la salive), se trouvent en contact électrique.

Le titane autorise un certain bimétallisme à condition que les autres métaux coexistants aient une passivité équivalente, sinon la corrosion aura lieu sur les autres métaux en présence et non sur le titane (48). Cependant, on peut souligner que le phénomène galvanique engendré sera très faible et ce, quels que soient les métaux couplés au titane. Ce dernier peut donc être utilisé chez des patients déjà porteurs de reconstitutions prothétiques très disparates, amovibles ou conjointes, en Co-Cr ou en métal précieux. Par contre, RAVNHOLT (67) a observé que le couplage titane/amalgame entraîne une oxydation de l'amalgame qui est rapidement stabilisée par l'augmentation de la couche de passivation du titane.

1.5.2.3 Corrosion en milieu acide fluoré

Dans le domaine odontologique, de nombreux auteurs ont démontré que la faculté de résistance à la corrosion du titane pur ou allié pouvait être fortement compromise dans des milieux acides contenant des fluorures (30). De telles conditions ne sont pas retrouvées à l'état normal dans l'environnement buccal mais on utilise fréquemment, dans le cadre de la prophylaxie de la carie dentaire, des médications topiques fluorées à pH acide. En effet, les bains de bouche et gels à usage bucco-dentaire peuvent contenir entre 1000 et 10000 ppm de fluorures, avec un pH allant de 3,5 à 7.

Les analyses électrochimiques potentiodynamiques *in vitro* de TOUMELIN-CHEMLA et coll. (80) ont permis de mettre en évidence que l'utilisation de gels prophylactiques fluorés et acides (type FLUOGEL®) était susceptible d'engendrer une

altération de la couche de passivation, entraînant alors une corrosion importante du titane, qu'il s'agisse de titane pur ou d'alliages de titane. Cela s'explique par l'incorporation, en milieu acide, des ions fluorures F^- dans la couche de passivation, dont les propriétés de recouvrement sont alors amoindries (80). Ainsi, des phénomènes de corrosion localisée par piqûres et crevasses sont retrouvés, tant au niveau des implants que des éléments prothétiques en titane (33), entraînant une modification de leur biocompatibilité. Par conséquent, il faut veiller à ne pas utiliser de comprimés effervescents fluorés pour le nettoyage quotidien de prothèses amovibles avec plaque base en titane.

En 2001, NAKAGAWA et coll. (56), ont comparé le comportement, en milieu acide fluoré, de TCP, $TiAl_6V_4$, $TiAl_6Nb_7$ et d'un nouvel alliage de titane expérimental contenant du palladium Ti-0,2Pd. D'après leurs résultats, la résistance à la corrosion de Ti-0,2Pd est supérieure à TCP et aux deux autres alliages de titane dans le domaine des différents pH et concentrations en fluorures testés. En effet, l'enrichissement en palladium présent en surface favorise la repassivation du titane et supprime sa dissolution. Il faut donc s'attendre à ce que Ti-0,2Pd devienne un nouvel alliage de titane très résistant à la corrosion et indispensable en dentisterie. De même, des études réalisées en 2002 (57) ont conclu que l'alliage expérimental Ti-0,5Pt présentait un comportement similaire à celui de Ti-0,2Pd car le platine, tout comme le palladium, est réputé comme favorisant la repassivation du titane.

Cependant, il est important de nuancer ces résultats car la validité des études est fortement dépendante des conditions expérimentales dans lesquelles ces alliages sont testés.

1.6 Propriétés biologiques

Les alliages dentaires faisant partie des dispositifs médicaux selon la législation européenne, ils sont soumis aux directives sur l'évaluation biologique de ces dispositifs. Ils doivent présenter un caractère de pérennité à cause du milieu agressif (résistance à la corrosion) et doivent être tolérés, sans induire d'agression sur le milieu biologique (allergie, cytotoxicité, génotoxicité/mutagenicité) (55). On ne peut pas nier l'étroite intrication entre comportement vis-à-vis de la corrosion et biocompatibilité. En effet, l'interaction du milieu buccal salivaire sur les métaux aboutit au phénomène de corrosion, et, les composés issus de

cette corrosion (relargage ionique principalement) peuvent engendrer des réactions tissulaires et biologiques (79).

Il est reconnu de façon unanime que le titane et ses alliages présentent une excellente biocompatibilité ; pour preuve, leur utilisation fréquente en stomatologie et chirurgie maxillo-faciale avec de nombreuses vis, grilles d'ostéosynthèse, fils de ligature et même des hémimandibules en titane pur ou allié (22).

On reconnaît au titane de nombreuses propriétés biologiques :

- la plupart des études sur le titane ont permis de mettre en évidence l'absence de réaction inflammatoire du tissu conjonctif ou épithélial ainsi que l'absence d'interférence avec les systèmes enzymatiques de l'hôte (45) ;
- le titane est le moins « toxique » de tous les matériaux métalliques utilisés en chirurgie dentaire ; tout individu en absorbe quotidiennement, surtout par voie alimentaire (750µg/j), et le métabolise. En outre, même si l'interface implants/tissus mous peut montrer l'existence de colorations locales sur les muqueuses autour de certains implants, dues à la diffusion du titane, aucun effet nocif n'a été révélé. On peut donc souligner que l'innocuité de ce métal n'est pas liée à une résistance absolue à la dégradation (14) ;
- parmi les tests positifs à des métaux, les allergies au titane sont les plus rares mais elles existent et représentent un taux de 2,43% de la population à risque (36). Un cas d'allergie au titane a été décrit concernant un patient ayant subi une pose d'implants symphysaires, mais à ce jour, aucun cas de sensibilisation en rapport avec des restaurations prothétiques dentaires en TCP n'a encore été décrit (45) ;
- rien n'indique, avec les données actuellement disponibles, que le titane et ses alliages aient un potentiel mutagène ou cancérogène pour l'homme (22).

Par ailleurs, plusieurs études semblent démontrer un certain pouvoir bactériostatique du titane qui serait dû à la couche superficielle de passivation. En effet, la plaque dentaire ne se déposerait pas sur le titane et il n'y aurait pas non plus de micro-organismes sur un

échantillon de titane pur non poli (22). Pour STEINBERG et coll. (75), l'adhésion bactérienne sur le titane pur est différente de celle sur les alliages de titane : *A. viscosus*,

A. actinomycetemcomitans et *P. gingivalis* adhèrent moins sur le titane pur que sur les alliages de titane. De plus, ces mêmes bactéries sont moins nombreuses sur des échantillons de titane (qu'il soit pur ou allié) lorsque ceux-ci sont recouverts de salive ou d'albumine.

En 2004, WATANABE et coll. (87) ont étudié la cytotoxicité d'alliages binaires de titane expérimentaux (contenant des éléments alphas (Ti-Cu) ou bêta (Ti-Cr, Ti-Mn et Ti-Pd)) et l'ont comparée à celle de TCP, $TiAl_6V_4$ et $TiAl_6Nb_7$. Ils ont aussi cherché à savoir si la présence de la couche d'« α -case » en surface du titane et de ses alliages modifiait leur cytotoxicité. D'après leurs résultats, la présence de la couche d'« α -case » n'influe pas sur la cytotoxicité des alliages d'une part, et, aucune différence significative entre tous les alliages testés n'a été retrouvée d'autre part.

Toutefois, malgré toutes les qualités de biocompatibilité qui lui sont connues, le titane, récemment diffusé en prothèse dentaire (exception faite des implants endo-osseux), ne bénéficie pas encore d'un recul important (19).

1.7 Autres propriétés

1.7.1 Neutralité du goût

Contrairement aux alliages cobalt-chrome ou nickel-chrome, le titane, de par son caractère insipide, n'apporterait aucun goût métallique en bouche. De plus, il n'entraînerait aucun phénomène de « courants électriques » buccaux.

1.7.2 Aspect visuel du titane

En bouche, le reproche le plus fréquent concerne l'aspect peu flatteur et plutôt mat qu'offrent les éléments prothétiques en titane, contrairement à l'aspect généralement brillant des autres alliages. Cet aspect terne est la conséquence de l'existence de la couche de passivation qui se forme spontanément en surface du titane en milieu aérobie (cf 1.5.1) (44).

1.7.3 Faible coût

Son prix modéré concourt à le rendre plus avantageux à l'utilisation. Cependant, cet avantage n'est pas valable à l'heure actuelle à cause des importants moyens mis en œuvre pour sa fabrication (83). Son coût le situe entre les métaux précieux et non-précieux.

Dans le contexte actuel où l'impératif mécanique passe au second plan et où le préalable devient l'exigence biologique, les alliages traditionnels utilisés en prothèse fixée se sont très vite révélés inadaptés en raison de leur manque de neutralité (22). Par ailleurs, les idées colportées par le grand public sur la possibilité de toxicité et d'allergie de certains composants des alliages traditionnels, qui bien sûr ne sont pas toutes fondées sur des faits réels, sont la cause d'un scepticisme croissant de nos patients face aux restaurations prothétiques et d'un engouement grandissant pour le biomatériau titane. Mais, certaines propriétés fondamentales du titane rendent extrêmement difficile sa mise en œuvre pour l'utilisation pratique (83).

2. MISE EN FORME ET ASSEMBLAGE DU TITANE EN PROTHESE FIXEE

Actuellement, on peut dénombrer une vingtaine de systèmes différents de mise en forme du titane. Tous ces systèmes font référence à de grands principes de mise en forme, parmi lesquels on retrouve la coulée, l'usinage mécanique direct et l'électroérosion qui sont utilisés pour la réalisation de prothèses fixées (33). Ces trois principes possèdent chacun leurs avantages, leurs inconvénients ainsi que leurs propres champs d'application. Parallèlement, l'utilisation du titane va nécessiter des techniques d'assemblage spécifiques.

2.1 Le titane coulé

Le titane utilisé pour la mise en œuvre par les techniques traditionnelles de coulée de précision à la cire perdue est un titane « commercialement pur » (TCP) où les éléments d'addition incorporés lors de la coulée du métal en fusion représentent au maximum 0,5% de sa composition. En effet, les alliages de titane (par exemple TA6V) dans lesquels les éléments ajoutés se retrouvent en plus grande proportion, sont contre-indiqués pour la mise en œuvre par coulée de précision à la cire perdue car il se produirait des ségrégations de phase et les pièces prothétiques obtenues seraient inhomogènes. La réalisation d'éléments prothétiques avec ces alliages n'est donc possible qu'avec des procédés de conception et fabrication assistées par ordinateur (C.F.A.O) (cf 2.2.2) (45).

Bien que le principe de la coulée appliquée au titane soit actuellement un moyen utilisé, l'adaptation du métal aux techniques de coulée à la cire perdue a été long et difficile. Il a d'abord fallu bien connaître le matériau pour le maîtriser et essayer d'aboutir à des résultats aussi performants que ceux obtenus avec les alliages traditionnels employés aujourd'hui (23).

2.1.1 Les difficultés rencontrées lors de la coulée

Ces difficultés technologiques sont spécifiques et essentiellement dues aux propriétés physiques et chimiques du titane.

2.1.1.1 Température de fusion élevée

Rappelons que le titane possède une température de fusion qui varie entre 1660°C et 1720°C selon son degré de pureté (cf 1.3.3.1) ; valeur largement supérieure à celles généralement rencontrées pour les alliages utilisés en odontologie (entre 1245°C et 1360°C pour Ni-Cr et entre 1370°C et 1410°C pour Co-Cr). Ce point de fusion élevé du titane nécessite de modifier la composition des revêtements compensateurs et des creusets, afin qu'ils résistent à une telle température et n'interfèrent pas avec le métal en fusion (14,23).

2.1.1.2 Faible masse volumique

La faible densité du titane (4,51 g/cm³) rend délicat le remplissage parfait du moule. Il va donc falloir une pression d'injection importante lors de la coulée pour que le métal en fusion puisse mouiller tous les détails des maquettes en cire, ne créant pas de manques au niveau des petites pièces ou des parties les plus fines comme les extrémités rétentives des crochets des prothèses amovibles partielles (50). On devra ainsi utiliser une machine par pression-dépression ou un appareillage à centrifugation élevée et faire des tiges de coulée plus nombreuses et plus volumineuses. A l'heure actuelle, on préconise d'utiliser des tiges de coulée de calibre 4 mm, disposées en « râteau » avec des points de connexion tous les 3 mm. Cela permet au prothésiste de couler des éléments pluraux ou tout aussi bien des couronnes unitaires ou des inlays (20).

2.1.1.3 Forte réactivité à haute température

La grande réactivité du titane à haute température constitue un problème majeur pour sa coulée. Comme nous l'avons vu précédemment, le titane a une forte affinité pour les éléments simples de l'atmosphère, à savoir l'oxygène, l'azote, l'hydrogène et le carbone (cf 1.4), et ce, d'autant plus que la température est élevée. La dissolution de ces éléments dans le métal modifie ses propriétés mécaniques ; il va donc falloir éviter ces réactions. Par conséquent, la coulée du titane requiert une atmosphère gazeuse neutre (en général une protection d'argon), utilisée pour les systèmes Cyclarc®, Ohara®, Castmatic® et Erscem®, ou se fait sous ultra-vide (fronde Futurcast®) (23).

L'utilisation de l'argon pose le problème des inclusions gazeuses dans la pièce coulée. Pour y remédier, deux solutions sont possibles. La première consiste à donner une forme particulière aux tiges de coulée. Lucchini et coll. (51) recommandent une forme particulière en « S » qui aura un effet de ralentisseur, en donnant un temps suffisant à l'argon pour qu'il s'échappe du moule avant l'arrivée du métal en fusion. Cela nécessite un revêtement poreux, permettant un excellent échappement gazeux. Pour d'autres, il faut remplacer les tiges droites habituellement utilisées par des tiges en arc de cercle en cas de coulée de pièces de grande dimension (33). La seconde alternative consiste à placer des événements sur la maquette en cire afin d'améliorer le passage de l'argon dans le revêtement.

2.1.2 La problématique de l' « α -case »

Parallèlement aux réactions possibles du titane avec l'atmosphère à l'intérieur même de la machine à coulée, d'autres réactions peuvent se produire avec le gaz qui s'échappe du revêtement compensateur ou avec le revêtement compensateur lui-même.

2.1.2.1 L'origine de la couche « α -case »

Le titane en fusion réagit avec le revêtement et crée en surface de la pièce prothétique « brute » une couche superficielle polluée appelée « alpha-case ». Cette expression provient du fait que la plupart des impuretés du revêtement incorporées au titane contribuent à l'élévation de la température de transformation vers la phase β , et ce, en fonction de leur concentration. On retrouve ces impuretés jusqu'à une profondeur d'environ 100 μm à l'intérieur du métal mais cette valeur peut être plus importante au niveau des angles des pièces prothétiques ou des zones de raccord des tiges de coulée.

Une analyse en fluorescence X réalisée par Burdairon et coll. (14) a permis d'observer les phénomènes de diffusion rencontrés à l'interface titane – « Rematitan® plus » (revêtement de la firme Dentaurum contenant de la silice, de l'alumine, de la magnésie et du phosphore). D'après leurs résultats, le silicium présente une cinétique de diffusion importante dans le titane qui correspond en profondeur à l'épaisseur de l' « α -case » ; vient ensuite à un moindre degré le phosphore ; puis l'aluminium, qui passe en solution dans les couches superficielles du titane. Quant au magnésium, il ne diffuse pas. Ainsi, l' « α -case » semble ne pas

correspondre à une structure particulière sur le plan chimique, mais à une solution solide de substitution d'oligo-éléments, variable selon la composition du revêtement, qui diffuse dans le titane lors de la coulée ou lors du processus de solidification de la pièce prothétique.

Lors d'une étude de 2007, GUILIN et coll. (31) ont remarqué que les profondeurs des zones présentant une dureté augmentée étaient supérieures à celles de la couche réactionnelle proprement dite. Ils ont donc mis en évidence l'existence d'une autre couche, appelée « couche de durcissement ». Cette couche est composée de titane « commercialement pur » ayant une microdureté supérieure et est située entre la couche réactionnelle de surface et le métal titane sous forme inchangée. Selon eux, cette couche ne résulte pas des interactions se produisant entre le titane en fusion et le revêtement mais du refroidissement rapide du titane en fusion. Ainsi, ils différencient trois épaisseurs différentes dans la couche d'« α -case », d'une part la couche réactionnelle, composée de la « couche d'oxyde » et de la « couche d'alliage », et d'autre part la « couche de durcissement ».

2.1.2.2 Les conséquences de l'« α -case »

La couche d'« α -case » possède des propriétés amoindries, tant sur le plan mécanique (responsable de fentes et de cassures), que sur le plan électrochimique (moins bonne résistance à la corrosion pour certains auteurs). De plus, elle apparaît trois fois plus dure que le titane à cœur, avec pour conséquence une diminution de la ductilité et une fragilité accrue du bord des pièces prothétiques (14). En outre, cette couche rend impossible le montage de la céramique sur le titane ; elle devra donc être éliminée après coulée par sablage et polissage.

2.1.2.3 Les différents facteurs influant la formation de l'« α -case »

La formation de la couche d'« α -case » est dépendante de différents facteurs (23,62) :

- temps de contact entre le titane et les matériaux réfractaires
- cinétique de refroidissement
- température du cylindre (moule)
- épaisseur de la pièce en titane.

Selon KIKUCHI et coll. (42), l'épaisseur de la couche d' « α -case » dépend aussi de la nature du titane utilisé pour la coulée. Ils ont retrouvé une couche d' « α -case » plus fine sur les pièces coulées en alliage $TiAl_6Nb_7$ que sur celles en TCP.

Cependant, il n'existe pas de nos jours, dans le commerce, de machines de coulée utilisées en odontologie, capables de produire des pièces prothétiques sans « α -case ». Actuellement, le développement des méthodes de coulée a pour but la diminution voire la suppression de cette couche réactionnelle en utilisant des processus de coulée spécifiques : protection par gaz inerte, chambre de coulée à basse température et revêtements spécifiques.

2.1.3 La spécificité des revêtements compensateurs pour la coulée du titane

Tous les revêtements compensateurs utilisés en odontologie contiennent :

- un substrat réfractaire (généralement la silice), qui permet l'expansion thermique ;
- un liant, qui assure la résistance mécanique du moule.

Il est important de rappeler qu'il existe différents types d'expansion des revêtements compensateurs : expansion de prise, expansion thermique réversible et expansion thermique irréversible.

2.1.3.1 Cahier des charges (54)

Pour permettre la réussite d'une pièce coulée en titane, les revêtements doivent répondre aux impératifs suivants :

- absence de réaction avec le titane en fusion ;
- résistance aux températures élevées du fait de la haute température de fusion du titane
- contrôle de l'expansion afin de garantir l'exactitude des dimensions de la pièce coulée. (Néanmoins, le faible coefficient d'expansion thermique du titane nécessite une compensation de retrait moins importante que pour les autres alliages) ;
- qualités de surface assurant un écoulement optimal du métal fondu ;
- perméabilité gazeuse permettant une évacuation satisfaisante de l'argon sous pression lors du remplissage du moule par le flot de métal.

2.1.3.2 Les différents revêtements utilisés

Comme nous l'avons vu précédemment, la faible réactivité des revêtements est un des points-clés de la coulée du titane afin de minimiser l'introduction de certains composants du revêtement dans la pièce prothétique. Elle doit s'allier à la principale qualité requise des revêtements compensateurs, à savoir, l'obtention d'une coulée précise. Les fabricants ont donc proposé de nombreux revêtements pour la coulée du titane, dont la composition n'a cessé d'évoluer et fait encore aujourd'hui l'objet de publications.

La première idée a été d'utiliser des revêtements à base d'oxyde de magnésium (MgO) ou à base d'oxyde de zirconium (ZrO_2) mais ceux-ci se sont révélés mal adaptés à la coulée de précision et ont été vite abandonnés. Actuellement, les fabricants ont développé des masses réfractaires thermiquement stables à base de magnésie, de zircone et d'alumine auxquelles est parfois associée la silice (cristobalite et/ou quartz), utilisée le plus souvent pour les revêtements classiques. On peut aussi trouver des revêtements contenant de l'oxyde de calcium. Les liants proposés sont soit à base de phosphate (qui va permettre une expansion de prise), soit de silicate d'éthyle ; et, la cohésion de certaines masses réfractaires est assurée par frittage réactif.

Dentaurum, avec les revêtements de la gamme Rematitan® dont certains contiennent du quartz (silice) et un liant au phosphate, fait intervenir deux procédés : expansion thermique réversible et expansion de prise. Cependant, l'utilisation de ces revêtements nécessite de réduire impérativement la température du moule de 1000°C à 430°C avant de couler le titane afin de limiter l'oxydation du titane au contact du quartz SiO_2 . Ces revêtements ont la particularité d'être très résistants mécaniquement et thermodynamiquement au flux de titane et permettent surtout un excellent échappement gazeux, ce qui minimise les obstacles à la pénétration du métal lors de la coulée. On peut distinguer deux revêtements :

- le Rematitan® Plus, réservé de préférence aux éléments de prothèse amovible ;
- le Rematitan® Ultra, spécialement conçu pour la prothèse fixée (couronnes et bridges), qui présente une absence quasi-totale de réaction avec le titane en fusion, avec pour conséquence une couche d'« α -case » nettement diminuée, et qui permet d'obtenir des surfaces de coulée brillantes. L'expansion du Rematitan® Ultra est contrôlée par la température et la durée du second palier. En augmentant la

température finale on obtient une expansion plus importante, et, en la diminuant, l'expansion est plus faible (20).

Par ailleurs, l'expansion thermique irréversible peut être obtenue de deux manières : soit par l'incorporation à la masse du revêtement de poudre métallique (Zr métallique principalement) qui s'oxyde à haute température, soit par la formation d'un spinelle comme $MgAl_2O_4$. Le revêtement Titavest® CB de Morita fait appel à ce dernier procédé. Il est composé de MgO et d' Al_2O_3 , qui, par réaction à haute température (au-dessus de 800°C), vont former un spinelle $MgAl_2O_4$ accompagné d'une forte expansion. Néanmoins, dans ce cas, les consignes du fabricant devront être suivies de façon scrupuleuse afin d'obtenir un contrôle précis de l'expansion (54).

En 2004, TAKAHASHI et coll. (77) ont étudié de nouveaux revêtements composés d'un silicate de zirconium $SiZrO_4$ et d'un liant phosphate, additionnés de ZrC et de ZrN. Ils ont examiné les caractéristiques de ces revêtements en faisant varier les teneurs en additifs (ZrC et ZrN), ainsi que leur répercussion sur la précision de coulée des couronnes en titane. D'après leurs résultats, l'expansion thermique du revêtement augmente conjointement avec les teneurs en additifs présentes. En effet, ceci correspond au mécanisme évoqué ci-dessus : le zircon métallique incorporé va former une forte expansion thermique irréversible, qui se retrouve sous forme résiduelle après refroidissement du moule. Aussi, ils ont mis en évidence que pour un revêtement contenant 7% de ZrN, les couronnes en titane obtenues présentaient une excellente précision d'ajustage et une faible rugosité de surface.

2.1.3.3 Les nouvelles approches

Le principal inconvénient des revêtements contenant des additifs réside dans la durée totale du processus de coulée qu'ils engendrent : celle-ci peut aller de trois heures jusqu'à neuf heures. De ce fait, de nombreux auteurs ont étudié le comportement des revêtements actuellement commercialisés lorsqu'ils sont utilisés avec une méthode de chauffage rapide, réduisant ainsi le temps de coulée à une heure seulement (90). Ils en ont déduit que les revêtements examinés (Rematitan® Plus (Dentaurum) et Tancovest® (Bego)), utilisés avec une méthode de chauffage rapide présentaient les mêmes caractéristiques que s'ils étaient utilisés conventionnellement ; à savoir des forces de compression identiques, une couche

d' « α -case » de même épaisseur et des pièces coulées en titane aussi précises. Ces résultats suggèrent donc que ces deux revêtements peuvent parfaitement être utilisés avec une méthode de chauffage rapide.

Une étude récente de 2007 (39) conclut que le revêtement Gilvest-Ti® commercialisé par Selec (Giulini Chemie), composé de silice et d'un liant phosphate, est le revêtement le mieux approprié pour la coulée du titane comparativement à un revêtement à base d'alumine et à un autre à base de magnésie. En effet, il possède deux propriétés intéressantes : il réduit le choc thermique et permet donc d'éviter les craquelures pouvant apparaître dans le revêtement.

Enfin, d'après l'expérience de GUILIN et coll. de 2007 (31), l'utilisation d'un revêtement à base de magnésie constitue le meilleur choix car il réduit l'épaisseur de l' « α -case » et entraîne une microdureté de surface plus faible sur les pièces coulées en titane par rapport à des revêtements à base de silice ou d'alumine. C'est un aspect important car plus la dureté est faible, plus l' « α -case » pourra être facilement éliminée lors des procédures de finition et de polissage des pièces prothétiques (cf 2.1.7).

Tous ces résultats démontrent qu'aucun revêtement compensateur spécifique à la coulée du titane ne fait aujourd'hui l'unanimité, car, selon les critères recherchés, les auteurs préconisent l'utilisation de revêtements différents. Ainsi, il est nécessaire de poursuivre les investigations dans ce domaine afin de permettre de nouveaux progrès.

2.1.4 Description des machines de coulée du titane

Les machines de coulée du titane actuellement commercialisées en odontologie tentent toutes de répondre aux spécificités du métal et reposent sur deux systèmes d'injection : soit par pression-dépression combinées, soit par centrifugation (verticale ou horizontale). Ces machines sont considérablement plus coûteuses que celles pour la coulée des alliages traditionnels, leurs prix vont de 20,000 US\$ à 30,000 US\$ (84).

2.1.4.1 Systèmes par pression-dépression combinées

Il s'agit des machines de coulée type Castmatic® (Iwatani), Rematitan® Autocast (Dentaurum) et Cyclarc® (Morita). Ces machines assurent la fusion et la coulée du titane de façon automatique. Elles présentent deux chambres superposées distinctes :

- une chambre supérieure, appelée chambre de fusion, contenant le creuset en cuivre dans lequel on place le plot de titane ;
- une chambre inférieure, appelée chambre de coulée, où l'on place le cylindre de revêtement préchauffé (le moule).

Ces deux chambres sont raccordées l'une à l'autre par un tunnel qui fait communiquer directement le creuset au cylindre, permettant ainsi un écoulement optimal du titane en fusion.

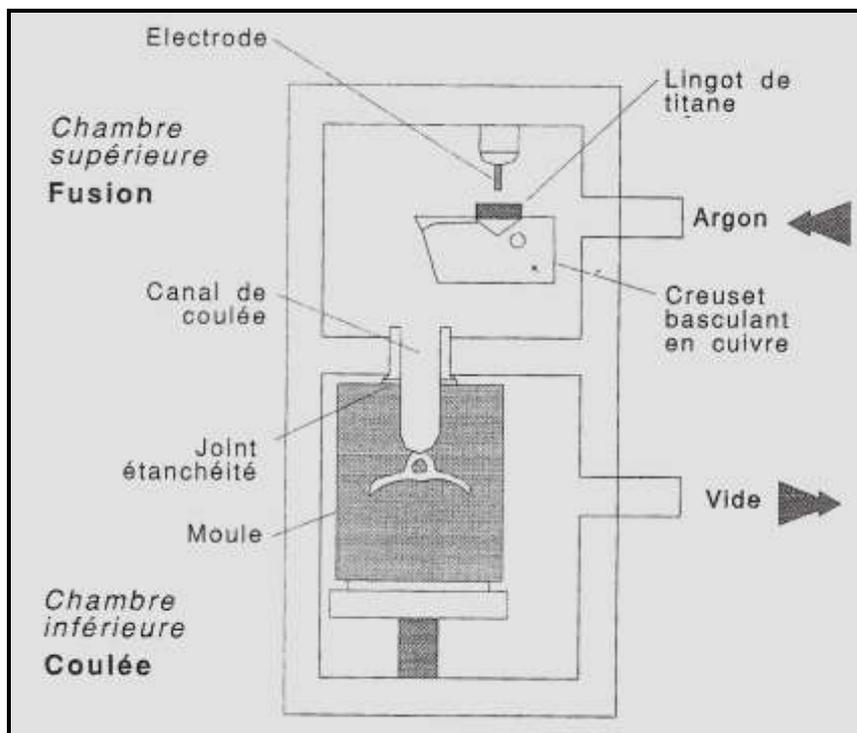
On programme le temps de fusion (qui est fonction du poids de métal de coulée) et le processus s'effectue automatiquement. Tout d'abord, le vide est réalisé dans l'ensemble de la machine, puis, la chambre de fusion est remplie d'argon sous une pression de 0,1 MPa ; tandis que, la chambre de coulée est soumise à un vide permanent de 10^{-2} atmosphère. Le plot de titane est mis en fusion avec un arc électrique à courant continu à l'aide d'une électrode consommable en tungstène, ce qui minimise l'apport d'impuretés au métal. Cet arc électrique est fixe pour la Castmatic® et tourne sous l'effet d'un champ magnétique pour la Cyclarc® (on obtient alors un meilleur échauffement du plot de titane) (14).

Lorsque le temps de fusion est écoulé, le creuset bascule automatiquement et le métal s'écoule dans le cône de coulée du cylindre d'une part sous l'effet de la gravité et d'autre part sous l'effet conjugué de la pression d'argon dans la chambre supérieure et de la dépression (vide) entretenue dans la chambre inférieure. Il faut noter que le titane en fusion réagit peu avec le cuivre du creuset mais qu'il existe toujours une infime partie du titane fondu (partie inférieure du plot) qui va se solidifier instantanément au contact du creuset refroidi formant une sorte de « languette ». Ainsi, lorsque le métal fondu s'écoulera dans le moule, la couche ayant réagi restera dans le creuset et ne viendra pas contaminer la pièce coulée. C'est pourquoi, dans tous les systèmes qui pratiquent la « skull melting method » avec un creuset en cuivre, on constate toujours la présence d'un reste de titane non fondu dans le creuset. Il convient donc d'éviter toute surchauffe du métal, afin de ne pas liquéfier cette couche qui se retrouverait alors dans le moule. Une fois la coulée terminée et dès le rétablissement de la

pression atmosphérique dans les deux chambres, le cylindre de revêtement sera plongé dans l'eau pour limiter les interactions entre le titane et le revêtement (14).

Des travaux récents relatent que la position de la pompe à vide dans la chambre de coulée joue un rôle primordial sur la coulabilité du titane et les porosités des pièces coulées. En effet, un modèle comprenant une pompe à vide située dans le bas du moule serait beaucoup plus favorable qu'une machine avec une pompe placée sur le côté du moule, comme la Castmatic® (93).

Figure 6 : Schéma d'une machine par pression-dépression
(d'après le système Cyclarc® de Morita) (54)



Il existe des machines de coulée, comme la Rematitan® Autocast, conçues spécifiquement et uniquement pour la coulée du titane, et d'autres, comme l'Autocast universal® 230 (Dentaurum) ou la machine DOR-A-MATIC® (Schütz Dental), capables de réaliser à la fois la coulée du titane mais aussi celle d'autres alliages dentaires (précieux et non-précieux).

Figure 7 : Photo de la machine DOR-A-MATIC® (Schütz Dental)

(laboratoire LEMOUEL):

peut être utilisée pour la coulée de tout alliage dentaire mais pour éviter toute contamination d'une coulée à l'autre, elle est seulement utilisée pour la coulée du titane au laboratoire LEMOUEL à Angers.



2.1.4.2 Systèmes par centrifugation (23,45,54)

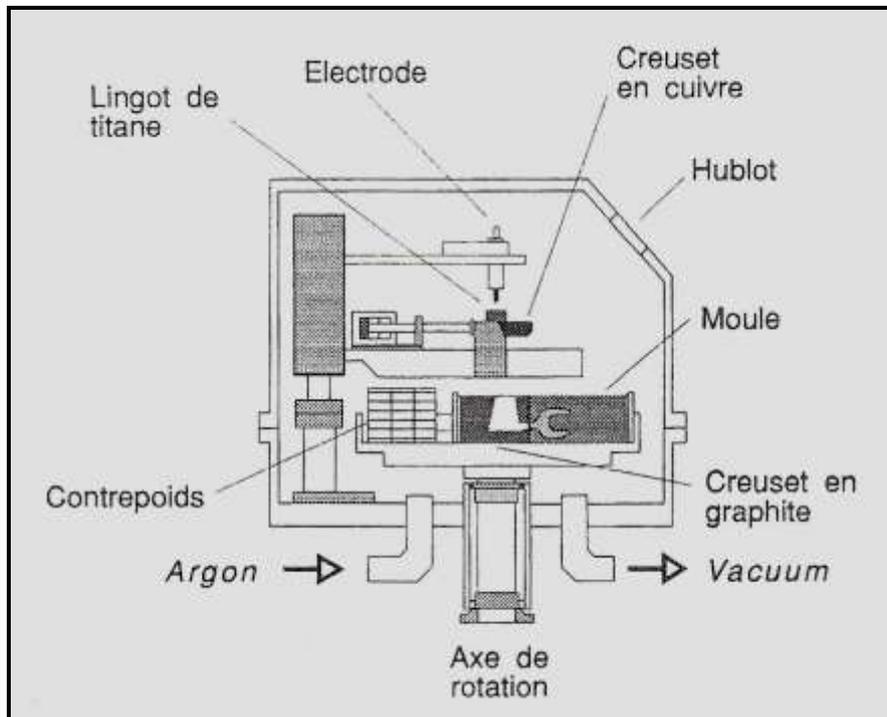
Ces systèmes se sont développés car la faible densité du titane constitue un handicap pour les machines de coulée par pression-dépression combinées dont le fonctionnement fait intervenir la gravité. On peut distinguer les machines par centrifugation verticale, telle la Titaniumer-VF® (Ohara), de celles par centrifugation horizontale comme les Centrivac® (Cowa), Titadent® (Erscem) et Selecast® Super R (Selec Co.).

Pour la fronde Ohara®, les plots de titane sont fondus par un arc électrique et la coulée se fait sous atmosphère contrôlée. Le développement d'une accélération considérable, environ trois fois supérieure à une fronde classique, va permettre une importante pression d'injection et une coulée très rapide de l'ordre de 0,02s. Elle nécessite la mise en place d'évents, indispensables afin de permettre le dégazage et qui sont disposés de manière à ce que le métal pénétrant dans les tiges de coulée puisse ressortir par ces événements. Dans un premier temps, le titane vient combler les événements et se solidifie, constituant ainsi une barrière à toute oxydation pouvant venir de cette zone et de l'extérieur. Dans un second temps, le titane en fusion va remplir la chambre de coulée.

La Centrivac® répond à un principe voisin en faisant intervenir une centrifugation horizontale. Cependant, la fusion est assurée par induction. Dans ce cas, on obtient une meilleure homogénéisation de la charge fondue mais le creuset doit impérativement être réalisé dans un matériau ne réagissant pas (ou très peu) avec le titane en fusion (creuset céramique par exemple).

En ce qui concerne le système Titadent® (Erscem), le métal est mis en fusion par induction et une fronde horizontale assure le remplissage optimal du moule. La force de centrifugation est réglée grâce à une commande électronique du moteur, qui possède une grande accélération à sa mise en route et devient dégressive par la suite. La fronde Erscem® n'est plus commercialisée aujourd'hui.

Figure 8 : Schéma d'une machine à fusion à l'arc et injection centrifuge
(d'après le système Ticast® Super R de Selec Co.) (54)



WATANABE et coll. (85) ont étudié la coulabilité de différents alliages de titane dans une machine de coulée par centrifugation. Ils ont comparé trois « alliages » de titane déjà commercialisés (TCP, $TiAl_6V_4$ et $TiAl_6Nb_7$) et trois alliages de titane expérimentaux contenant un pourcentage massique en cuivre de 3%, 5% et 10%. D'après leurs résultats, le remplissage du moule par TCP et Ti-Cu est supérieur au remplissage par $TiAl_6V_4$ et $TiAl_6Nb_7$. Cependant, malgré un remplissage optimal du moule, les alliages Ti-Cu n'ont pas réussi à atteindre les extrémités de celui-ci à cause d'une viscosité importante provenant du large domaine de solidification de ces alliages par rapport aux autres alliages testés.

2.1.4.3 Tableau récapitulatif des différents systèmes

Figure 9 : Tableau récapitulatif des systèmes de fusion et de coulée du titane (54)

	FUSION		COULEE		
	Arc	Induction	Pression- dépression	Centrifugation	
				Horizontale	Verticale
Castmatic® (Iwatani)	X		X		
Centrivac® (Cowa)		X		X	
Cyclarc® (Morita)	X		X		
Rematitan® Autocast (Dentaurum)	X		X		
Selecast® Super R (Selec Co.)	X			X	
Titadent® (Erscem)		X		X	
Titaniumer-VF® (Ohara)	X				X

2.1.5 Les traitements thermiques

Ils correspondent à plusieurs opérations effectuées sur des pièces coulées, comprenant un chauffage suivi d'un maintien à une température fixe puis d'un refroidissement plus ou moins rapide jusqu'à une température ordinaire.

2.1.5.1 Description des différents traitements thermiques

Il faut distinguer deux catégories de traitements thermiques :

- les traitements thermiques de base : il s'agit de l'homogénéisation et du recuit. Ils sont effectués sur des pièces brutes de coulée et permettent d'améliorer l'homogénéisation de la structure et de se rapprocher de l'état d'équilibre ;

- les traitements secondaires qui comprennent la trempe, le revenu et le durcissement structural. Leur but est de conférer aux pièces produites un ensemble optimal de propriétés en vue de leur utilisation finale. Ils améliorent par exemple la résistance à la déformation.

2.1.5.2 Influence de la vitesse de refroidissement sur les propriétés du titane coulé

Comme nous l'avons vu précédemment, le refroidissement est réalisé en plongeant le moule réfractaire dans l'eau, dans le but de limiter les interactions entre le titane et le revêtement. Lors de la plongée, le moule va parfois éclater ou se fissurer, imposant ainsi à la prothèse une vitesse de refroidissement aléatoire d'une coulée à une autre. Deschaumes et coll. (25) ont cherché à montrer l'influence de cette vitesse de refroidissement sur les propriétés mécaniques du titane coulé. Ils ont mis en évidence la formation de trois microstructures différentes du titane selon les vitesses de refroidissement :

- une microstructure à lattes pour de faibles vitesses de refroidissement ;
- une microstructure à gros grains pour des vitesses de refroidissement élevées ;
- une microstructure cannelée lors de vitesses de refroidissement intermédiaires.

Or, ces microstructures agissent sur les caractéristiques mécaniques des pièces coulées :

- la microstructure à lattes possède une résistance mécanique supérieure et un comportement plus fragile que la microstructure à gros grains, phénomène d'autant plus marqué que le titane « commercialement pur » utilisé est riche en oxygène et en fer (titane de grade 4 par exemple) ;
- la microstructure cannelée, assez rare (5% des coulées), semble allier une résistance mécanique et une ductilité suffisantes.

Le problème est qu'à l'heure actuelle, le processus de refroidissement des pièces coulées n'est pas maîtrisé et par conséquent, la microstructure obtenue non plus. Il est donc impossible de concevoir des prothèses en TCP fiables à 100% car les caractéristiques mécaniques varient d'une coulée à l'autre, même en l'absence de défauts de coulée. L'avenir réside en une méthode utilisant un revêtement peu sensible aux chocs thermiques pour limiter les risques de fissures et permettant d'avoir une épaisseur constante de matériau réfractaire autour de la pièce à couler, afin de maîtriser la vitesse de refroidissement.

2.1.6 Les défauts liés à la coulée

La difficulté de la technique de coulée à la cire perdue appliquée au titane réside dans la maîtrise des manipulations successives et des facteurs d'erreurs tels l'expansion du revêtement ou la bonne évacuation des gaz. Les prothésistes doivent tout mettre en œuvre pour éviter la survenue de ces défauts de fonderie car, le cas échéant, ceci compromettrait les propriétés de la pièce métallique obtenue.

Nous allons étudier les défauts de coulée du titane les plus fréquemment rencontrés à savoir, les porosités internes, les coulées incomplètes et la rugosité superficielle.

2.1.6.1 Les porosités internes

2.1.6.1.1 Les facteurs influençant l'apparition des porosités

Ces porosités, retrouvées de façon importante au sein des pièces coulées en titane, sont en grande partie responsables de l'utilisation contestée du titane en odontologie. Elles sont dues à plusieurs phénomènes se produisant lors de la coulée :

- solidification du titane fondu sur les parois du moule dès le début de l'écoulement (phénomène accentué par une importante différence de température entre le titane en fusion et le revêtement) ;
- emprisonnement du gaz argon au sein du moule dans le titane liquide ;
- formation d'une grande cavité ou de porosités sphériques après la solidification du titane fondu (retassure).

Ces porosités internes constituent un réel danger, avec pour conséquence la fragilisation des pièces prothétiques, les rendant inutilisables.

Selon MEYER (54), pour diminuer ces porosités, il faut :

- une faible pression de coulée ;
- une parfaite herméticité du système de coulée ;
- l'absence d'aspiration et d'évents ;
- un revêtement peu réactif.

Par ailleurs, en étudiant 370 armatures de prothèse conjointe (unitaire ou plurale) coulées en titane de grade 2, BITTY et coll. (12) ont comparé le taux de porosités selon la méthode de coulée utilisée, le matériau réfractaire employé et le type d'armature réalisé ; ils ont aussi apprécié la localisation de ces porosités. Leurs résultats sont les suivants :

- le nombre de porosités est plus élevé dans les armatures coulées avec le revêtement Titarev® (composé de particules très fines) que dans celles coulées avec Rematitan® (contenant de plus grosses particules). Ils en déduisent que la fine granulométrie du revêtement Titarev® empêche l'échappement complet de l'argon ;
- aucune différence significative n'a été mise en évidence entre le taux de porosités obtenu par une méthode de coulée par gravitation simple et celui obtenu par une coulée combinant gravitation et centrifugation initiale. Cependant, cette dernière méthode de coulée semble être plus fiable car les armatures ainsi réalisées ne présentent des porosités que dans 3,58% des cas, et, celles-ci se situent uniquement en position occlusale, n'altérant donc pas la résistance mécanique des armatures ;
- un cylindre de coulée modifié, permettant une meilleure orientation du flux d'argon, va réduire le taux de porosités de manière significative. Les modifications du cylindre consistent d'une part en l'adjonction d'une pièce métallique étanche au niveau du cône d'alimentation (bobine) assurant une meilleure canalisation du flux d'argon et d'autre part, en une perforation du cylindre facilitant ainsi l'échappement gazeux.

En 2000, ZINELIS (93) relate les effets engendrés par l'utilisation d'autres gaz inertes lors de la fusion et la coulée du titane. Il apparaît que les propriétés mécaniques et le taux de porosités des pièces coulées sont fortement dépendants de la pression utilisée et du type de gaz employé. Les porosités sont inexistantes avec le xénon et le krypton alors qu'elles sont plus fréquentes avec l'hélium et l'argon. Ainsi, le krypton semble être une alternative prometteuse tandis que l'utilisation du xénon reste limitée en raison de son coût important. En outre, lorsque la pression est élevée, les atomes de gaz vont plus facilement être « emprisonnés » par le titane en fusion, avec pour conséquence une augmentation du nombre de porosités internes. Il faut donc abaisser au maximum cette pression pour diminuer les porosités. Néanmoins, dans une machine de coulée par pression-dépression et fusion à l'arc, la pression ne peut pas être inférieure à une certaine valeur, sinon l'arc devient instable.

Pour certains auteurs, les machines de coulée par centrifugation produiraient un nombre plus important de défauts de coulée mais ceux-ci seraient de plus petite taille que

ceux produits par des machines par pression-dépression. Ce phénomène serait dû à l'existence d'un flux de titane laminaire à l'intérieur du moule des machines par pression-dépression tandis que la centrifugation entraînerait des turbulences. Il est difficile de savoir si cette propriété est un réel avantage car les défauts de coulée sont alors moins facilement détectables radiographiquement, et ne pourront par conséquent pas être éliminés par soudure (27).

Cependant, lors d'une étude en 2004, ELIOPOULOS et coll. (27) concluent que, dans les conditions testées, le type de machine de coulée n'influence pas de manière significative la présence de porosités internes dans les pièces coulées en titane « commercialement pur ». Ils rapportent aussi que la répartition des porosités est inhomogène parmi les différentes pièces issues d'une même coulée. En effet, il coexiste des pièces exemptes de porosités et d'autres avec un taux élevé de porosités ; ce qui rend la prédictibilité de la qualité des pièces coulées quasiment impossible. Un moyen de détection de ces porosités s'avère alors nécessaire afin d'examiner chaque pièce après coulée.

2.1.6.1.2 Les moyens de détection (26)

Après la coulée, on va pouvoir visualiser la présence d'éventuelles porosités internes (taille, nombre et localisation) dans les pièces prothétiques par une simple évaluation radiographique, où les imperfections apparaîtront sous forme de zones radioclares. Rappelons que la très faible densité du titane autorise une large pénétration des rayons X à travers le métal (de l'ordre de plusieurs millimètres), permettant ainsi une meilleure exploration radiographique des pièces en titane que des pièces coulées en alliages conventionnels.

C'est une méthode non destructive, réalisée avant l'essayage clinique des prothèses, soit par le technicien de laboratoire, soit par le chirurgien-dentiste. Si l'évaluation est faite par le chirurgien-dentiste, celui-ci devra utiliser un générateur moderne de rayons X avec un kilovoltage de 70 kV (le plus souvent présent dans tout cabinet dentaire) et un film occlusal standard posé sur une surface plane. Pour ce faire, EISENBURGER et ADDY (26) préconisent en 2002 les recommandations suivantes pour le réglage du générateur :

- kilovoltage de 70 kV ;
- intensité de 8 mA ;
- temps d'exposition de 0,32 s ;
- distance foyer-film de 50 cm.

En revanche, cette évaluation nécessite un équipement particulier si elle est réalisée au laboratoire de prothèse. Il s'agit de dispositifs spéciaux à rayons X, enfermés dans un « coffre » sécurisé et utilisant des films Polaroid® (tel le Trans X (Schütz Dental)). Ces dispositifs peuvent être utilisés sans aucun risque par les techniciens de laboratoire et ne nécessitent pas de développeurs pour les films. Ils possèdent aussi un kilovoltage de 70 kV et ont une performance similaire aux générateurs dentaires. Ces deux méthodes permettent également de mettre en évidence la présence de « vides » ou de porosités pour des éléments en titane soudés ou brasés.

La réalisation du contrôle radiographique au cabinet dentaire ou au laboratoire peut être discutée. Certes, l'examen des pièces prothétiques au cabinet est moins onéreuse, n'impliquant aucun investissement. Mais, il apparaît plus judicieux de contrôler ces pièces le plus tôt possible, permettant ainsi la réalisation immédiate d'une nouvelle prothèse par le prothésiste s'il décèle des imperfections, avec minimisation des délais pour le patient.

Figure 10 : Photo du Trans X (Schütz Dental)
(laboratoire LEMOUEL)



2.1.6.2 Les coulées incomplètes

Comme nous l'avons vu précédemment, la faible coulabilité du titane rend difficile le remplissage du moule dans ses moindres détails. Pour y remédier, MEYER (54) conseille d'utiliser :

- des tiges de coulée d'un diamètre élevé ;
- une pression de coulée importante ;
- une aspiration ;
- des événements ;
- une température du moule élevée ;
- des maquettes en cire épaisses.

D'après GUTTAL et PATIL (32) en 2007, l'utilisation d'un cône de coulée en forme d'entonnoir permet de rétrécir la largeur du cône à hauteur de l'emplacement des tiges de coulée, augmentant ainsi la vitesse du flux de métal et diminuant les turbulences au sein du métal en fusion. On obtient donc par ce biais un nombre minimal de porosités internes et une meilleure coulabilité du titane.

2.1.6.3 La rugosité superficielle

Selon MEYER (54), pour diminuer la rugosité superficielle des pièces coulées, il faut :

- un revêtement peu réactif ;
- une température du moule assez basse ;
- des maquettes en cire de faible épaisseur.

Remarque : la contradiction des recommandations de MEYER pour diminuer les porosités internes, les coulées incomplètes et la rugosité superficielle, citées ci-dessus, montre bien que la coulée du titane est loin d'être correctement maîtrisée.

La présence de cette rugosité superficielle pose problème pour les pièces prothétiques en titane obtenues par coulée qui doivent alors être polies.

2.1.7 Finition des pièces après coulée

Il va d'abord falloir examiner la pièce brute de coulée. La présence d'une coloration indique une contamination significative du titane « commercialement pur » et la partie contaminée perd les propriétés physiques et chimiques recherchées. Un titane coulé de bonne qualité doit donc avoir une couleur argentée avant le polissage (23).

La nature du polissage de la surface prothétique métallique insérée dans le milieu buccal est un paramètre important qui conditionne le comportement électrochimique et la biocompatibilité de celle-ci (33). Il existe plusieurs moyens pour améliorer la qualité des états de surface des matériaux, soit des méthodes de traitements de surface mécaniques (polissage, sablage), soit des méthodes chimiques ou électrochimiques, ces deux grandes catégories pouvant parfois être associées. Grâce au perfectionnement des procédés de mise en forme du titane par coulée, seul le grattage mécanique est aujourd'hui recommandé pour éliminer la couche d'« α -case », le polissage électrolytique n'étant pas réalisable au laboratoire de prothèse en raison du caractère instable et détonnant des bains chimiques composés d'acides (47).

Mais, le polissage mécanique du titane coulé doit répondre aux spécificités du métal. Ainsi, les faibles possibilités de refroidissement vont entraîner des risques de surchauffe locale, responsables d'une usure prématurée des fraises et des meules employées. De plus, la faible conductibilité électrique du titane provoque une accumulation locale des charges électrostatiques, ce qui contraint le prothésiste réalisant une opération de sablage de « mettre à la masse » sa main afin d'éviter des décharges désagréables. Le protocole de polissage mécanique du titane au laboratoire est donc spécifique, les procédures sont les suivantes (47) :

- dégrossissage de toute la surface avec une fraise métallique de forte section pour éliminer mécaniquement l'« α -case ». Il est impératif de porter des lunettes de protection pendant cette étape de grattage car les copeaux de titane projetés lors du meulage réagissent à l'état incandescent (9) ;
- sablage complémentaire assurant une régularisation des états de surface ;
- nettoyage à la vapeur et/ou aux ultrasons afin d'éliminer les copeaux et pollutions résiduels ;
- surfaçage à l'aide de meulettes en caoutchouc et de pointes à polir, imprégnées ou non de pâte à polir ;

- polissage fin des zones au relief plus tourmenté ;
- brillantage final.

Il existe sur le marché des kits de polissage spécifiques pour le titane (par exemple le coffret *spécial titane* de KOMET FST), composés de fraises métalliques riches en carbure ou possédant au moins 5% à 10% de cobalt pour résister à l'échauffement local. Pour cette même raison, elles doivent impérativement être utilisées avec des vitesses de rotation diminuées. Une étude de 2007 (74) compare la rugosité superficielle de pièces coulées en TCP polies soit avec des instruments spécifiques pour le titane, soit avec des instruments traditionnellement utilisés au laboratoire pour d'autres alliages. Il apparaît que les surfaces polies avec les instruments spécifiques présentent la plus faible rugosité.

Pour conclure, on considère aujourd'hui que les coulées polies présentent les mêmes qualités que celles offertes par le titane « commercialement pur » ; par contre, l'inconvénient est que le temps de travail au laboratoire se trouve largement majoré.

2.1 8 Adaptation des couronnes métalliques coulées en titane

2.1.8.1 Les particularités des préparations en prothèse fixée

Pour préparer des dents en vue de prothèses fixées coulées en titane, les principes suivants doivent être respectés (45) :

- éviter les angles vifs ou trop marqués car ils seraient difficilement reproductibles lors de la coulée et favoriseraient l'apparition de porosités ;
- ménager une épaisseur minimale de 0,3 mm pour le métal, ce qui permet de préserver la vitalité pulpaire des dents devant être couronnées ;
- réaliser au niveau marginal un épaulement à angle interne arrondi semblable à celui des préparations pour couronnes céramo-céramiques. L'importance de cet épaulement dépend des facteurs habituellement pris en compte à savoir : la morphologie de la dent concernée, la réalisation ou non d'une couronne céramo-métallique et la présence ou non d'un élément de prothèse amovible.

2.1.8.2 La précision d'ajustage des pièces coulées

En prothèse fixée, l'exigence clinique principale pour les restaurations en titane est le respect des dimensions du modèle. Il est important que les coulées soient précises d'emblée afin d'éviter toute retouche surtout par des soudures multiples (51). De nombreuses recherches ont été menées sur les éléments conjoints en titane coulé concernant l'adaptation marginale et l'ajustage de l'intrados sur le moignon.

En effet, on pourrait penser que la formation de la couche d'« α -case », quasi-inévitable, entrave la précision d'ajustage des éléments conjoints. Or, il s'avère que l'intrados prothétique n'enchâsse lors de la coulée qu'une faible quantité de revêtement compensateur. On se retrouve donc avec une couche d'« α -case » naturellement minimisée à ce niveau, ce qui permet de préserver l'adaptation de l'intrados des éléments conjoints (45).

De plus, la qualité d'adaptation des pièces coulées en titane est en grande partie conditionnée par l'optimisation des conditions de préparation du revêtement compensateur (ratio poudre/liquide, cycle de préchauffage notamment), laissant une marge d'erreur très faible (54). Ainsi, une erreur minime dans les proportions poudre/liquide du revêtement est responsable d'un important manque d'exactitude volumétrique de la pièce coulée, jugée inacceptable cliniquement.

En 2007, AL WAZZAN et AL-NAZZAWI (4) ont étudié la précision de l'adaptation marginale et interne (vis-à-vis du moignon) de couronnes unitaires et de bridges coulés en TCP et en TiAl_6V_4 . D'après leurs résultats, les éléments en TiAl_6V_4 ont montré une meilleure adaptation que ceux en TCP, et, la précision d'ajustage des couronnes unitaires est supérieure à celle des bridges. Les valeurs des défauts marginaux relevées sont toutes inférieures à 100 μm , ce qui signifie que les éléments conjoints coulés en TCP ou en TiAl_6V_4 présentent une précision d'ajustage tout à fait acceptable cliniquement, laissant présager une pérennité semblable aux alliages conventionnels.

2.1.9 Conclusions sur le titane coulé

La coulée de précision à la cire perdue appliquée au titane reste un procédé de choix pour la mise en forme d'éléments prothétiques fixés en raison de la variabilité de leur forme et de leur dimension. En effet, elle autorise la réalisation de pièces unitaires très précises (inlay-cores, couronnes) et d'éléments pluraux (bridges, suprastructures implantaire), permettant ainsi de s'adapter à chaque situation clinique rencontrée. L'évolution de la composition des matériaux réfractaires, le positionnement idéal des tiges d'apport de métal permettent aujourd'hui de concevoir des pièces prothétiques coulées avec des taux de succès tout à fait satisfaisants et semblables aux autres alliages dentaires (33).

Cependant, même si de nombreux progrès ont été réalisés au cours de ces dix dernières années, la technique de coulée du titane n'est pas encore totalement maîtrisée et certains problèmes subsistent, tels les défauts de coulée et la formation de la couche d' « α -case ». De plus, la mise en forme du titane par coulée au laboratoire de prothèse exige un temps de travail important, un investissement matériel conséquent et une rigueur absolue. A l'heure actuelle, peu de laboratoires sont capables d'assurer ces services.

Il a donc fallu développer d'autres techniques permettant de travailler le titane à froid pour contrecarrer les écueils liés à la coulée du titane, il s'agit de l'électro-érosion et des méthodes d'usinage mécanique direct.

2.2 Le titane usiné

L'usinage du titane se réalise soit par électro-érosion, soit par usinage mécanique direct (méthodes C.F.A.O. : Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur).

2.2.1 L'électro-érosion

Elle est également appelée électro-soustraction et est considérée comme une méthode d'usinage non conventionnelle basée sur un phénomène physique d'enlèvement de matière (23). Cette méthode est moins utilisée que la coulée et l'usinage mécanique direct (33).

2.2.1.1 Principe (23,33,54,66)

Il s'agit d'une soustraction de matériau à partir de blocs de titane forgés (possédant donc des propriétés mécaniques et une structure supérieures). Cette élimination de matière se pratique par étincelage obtenu sous forme d'une série continue de décharges électriques qui provoquent une fonte ponctuelle du métal qui est immédiatement éliminé par le passage d'un liquide diélectrique entre la pièce forgée et l'électrode. L'électrode d'attaque possède une forme spécifique qui va définir la forme obtenue par usinage.

L'outil joue le rôle d'électrode négative tandis que le lingot de titane est considéré comme l'électrode positive. Le liquide diélectrique est un liquide de haute résistivité, non conducteur, qui a pour fonction d'élever la densité d'énergie et d'évacuer les résidus de matériau. Ainsi, l'électro-érosion réalise des usinages sans copeaux et sans les limitations propres aux instruments de coupe rotatifs ou linéaires. Elle peut atteindre une précision de l'ordre de 0,001 mm. Il existe deux variantes principales d'électro-érosion : l'usinage par pénétration et l'usinage par découpage au moyen d'un fil.

2.2.1.2 Usinage par pénétration

Il a été appliqué sous une forme commercialisée par Krupp dès 1989 et fait appel à une électrode d'attaque de la forme désirée (« ram-type ») (54). On commence par sculpter la maquette en cire, puis, à partir de celle-ci, on va réaliser des électrodes de travail par galvanoplastie au cuivre. Ces électrodes serviront à attaquer le titane jusqu'à l'obtention d'une réplique exacte de la maquette (14,23).

On retrouve cette technique dans le système Procera® qui résulte d'une combinaison de trois techniques de fabrication (cf 2.2.2.3.2) :

- l'usinage mécanique ;
- l'électro-érosion (qui permet la réalisation de l'intrados de couronnes et de bridges par l'intermédiaire d'électrodes en graphite) ;
- la soudure au laser.

2.2.1.3 Usinage par découpage à fil

Dans ce cas, la forme de la découpe est obtenue soit par déplacement de la pièce à usiner, soit par déplacement du fil-électrode. Ce système a été préconisé pour l'usinage d'attachements en titane. Il permet la réalisation de pièces d'une grande complexité grâce à un dispositif élaboré de commande numérique du plateau de travail (54).

2.2.2 L'usinage mécanique direct

Il fait référence aux méthodes de Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur (C.F.A.O.) (ou systèmes CAD/CAM : « Computer-aided design / Computer-assisted manufacturing »). Les systèmes C.F.A.O. se sont considérablement développés ces dix dernières années et sont aujourd'hui performants et nombreux sur le marché (33). Ils permettent entre autres de travailler sur le titane.

2.2.2.1 Principe (14,23)

L'usinage mécanique direct met en jeu un système de robotique dirigé par informatique. Un palpeur optique ou tactile réalise une empreinte numérique des préparations et de leur positionnement sur le maître-modèle. Puis, un logiciel va déterminer la géométrie idéale de l'élément conjoint ; et, l'ordinateur commande la machine-outil qui va fraiser l'infrastructure dans un bloc de titane pur (généralement du titane de grade 2).

Le premier système de numérisation appliqué au titane fut le D.C.S. Titan®. Aujourd'hui, il en existe plusieurs dont les systèmes KaVo Everest® et Procera® (ce dernier combine plusieurs techniques) que nous allons décrire ci-dessous.

2.2.2.2 Le système KaVo Everest® (41,49)

2.2.2.2.1 Description globale

Le système CAD/CAM KaVo Everest® regroupe trois unités fonctionnant indépendamment les unes des autres : une unité de « scannage », une unité d'usinage et une

unité de frittage. Ce système peut utiliser des lingotins à base de divers matériaux : TCP de grade 2, zircone, vitrocéramique et polyamide fibré (pour la réalisation de bridges provisoires de longue durée (six mois et plus)). Son coût est d'environ 120 000 euros.

L'utilisation de ce système avec le TCP de grade 2 permet de réaliser l'ensemble des travaux de prothèse fixée en titane (hormis les inlay-cores) :

- chapes ;
- couronnes ;
- bridges avec une portée maximale de 45 mm (dimension en rapport avec la capacité maximale du champ de mesurage de l'unité de « scannage ») ;
- suprastructures implantaires (avec passivité des armatures).

Figure 11 : Photo d'un lingotin T-Blank de TCP de grade 2
(laboratoire LEMOUEL)



2.2.2.2.2 L'unité de « scannage »

Elle a pour but d'enregistrer la géométrie des modèles en plâtre et des maquettes en cire. La caméra CCD (« *couple charged device* ») réalise une empreinte optique : elle enregistre la pièce en trois dimensions à l'échelle (1 : 1) grâce à la projection d'une trame lumineuse sur la pièce en quinze séquences. Le plateau mesureur pivote sur lui-même et tourne horizontalement et verticalement pendant le « scannage » de la pièce, afin de permettre un enregistrement précis des géométries complexes et des zones délicates (comme les contre-dépouilles). Le « scannage » ne dépasse pas quatre minutes pour un élément unitaire et dix minutes pour un bridge de trois éléments. Il dispose d'une très grande précision de mesure (20

μm), assurant ainsi un enregistrement parfaitement fidèle de la géométrie de la pièce. Puis, les données (analogiques) du « scannage » vont être converties en données numériques.

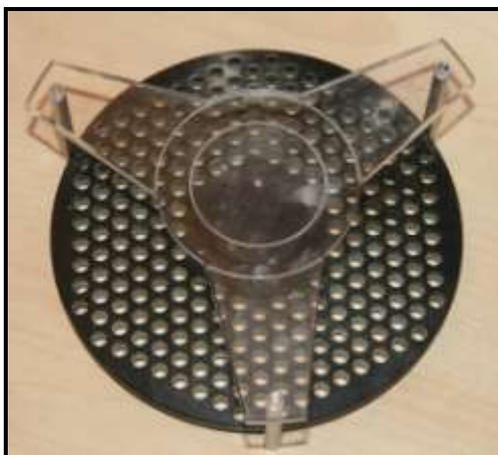
Le logiciel, basé sur Windows®, va réaliser la maquette virtuelle tridimensionnelle qui pourra être visualisée sur l'écran de l'ordinateur. De plus, il calcule automatiquement les données de fraisage requises pour le type de restauration à réaliser et les génère directement sur l'ordinateur de l'unité d'usinage. Ce logiciel règle également la vitesse de rotation de l'outil en fonction du type de matériau choisi et indique la taille du lingotin à prévoir.

Par ailleurs, en ce qui concerne les bridges, le procédé KaVo Everest® permet de définir la résistance du futur bridge, de réaliser les connexions entre ses différents éléments en fonction des charges qu'il sera amené à subir. La précision d'ajustement, le joint prothétique, ainsi que les autres données requises sont paramétrables au micromètre près, permettant par exemple, de réaliser exactement le même bridge après plusieurs années.

Figure 12 : Photo d'une vue d'ensemble de l'unité de « scannage »
(laboratoire LEMOUEL)



Figure 13 : Photo du positionneur pour le modèle à enregistrer
(laboratoire LEMOUEL)



2.2.2.2.3 L'unité d'usinage

Le système KaVo Everest® est novateur car il possède cinq axes d'usinage pilotés simultanément ce qui se traduit par une polyvalence et une précision d'usinage optimales. Il peut donc être utilisé pour de nombreuses indications et offre une qualité de résultats et une productivité maximales (jusqu'à seize unités en douze heures).

Figure 14 : Photo d'une vue d'ensemble de l'unité d'usinage
(laboratoire LEMOUEL)



Figure 15 : Photo de l'unité d'usinage cinq axes
(laboratoire LEMOUEL)



2.2.2.2.4 L'unité de frittage

Le processus est fiable, entièrement automatisé et supervisé. Il permet une bonne répartition de la chaleur à l'intérieur du four et l'isolation thermique est très efficace. Cette unité n'est pas utilisée pour le titane mais pour les vitrocéramiques et certaines zircons.

2.2.2.3 Particularité du système Procera®

Ce système fait intervenir trois techniques de fabrication : l'usinage mécanique direct, l'électro-érosion et la soudure au laser.

2.2.2.3.1 Les applications liées au titane

La technique Procera All Titan développée par Nobel Biocare vit le jour en 1986. Elle permet d'une part, la réalisation de chapes ou bridges tout en titane qui sont ensuite recouverts d'une céramique basse fusion et d'autre part, la réalisation de piliers implantaires usinés anatomiques qui sont d'une grande précision (cf 3.3.2.1.3). Ainsi, le procédé Procera All

Titan assure une reproductibilité de la qualité et des résultats et annule les aléas de la chaîne technologique (5).

2.2.2.3.2 Description du procédé Procera All Titan (5,83)

La préparation dentaire ne doit pas présenter d'angles vifs, ni de rainures, de boîtes, de puits et d'artifices de rétention car leur lecture par le scanner sera difficile. Les limites de préparation doivent être nettes et de profondeur uniforme, le congé large est recommandé. L'empreinte de la préparation est prise de façon habituelle par le praticien.

Le prothésiste réalise le maître-modèle et le modèle positif unitaire (M.P.U.) à partir de l'empreinte. Puis, le moignon est scanné au laboratoire par une sonde à pointe sphérique en saphir de diamètre 1,25 mm (empreinte tactile). La précision de la lecture est de 10 µm. Lorsque cette étape est terminée, les données sont manipulées par le logiciel qui va déterminer les dimensions de la chape virtuelle en fonction de la limite de préparation, du profil d'émergence, de l'espace pour le ciment de scellement, de l'épaisseur nécessaire pour la céramique...L'ensemble de ces données est ensuite transmis par modem à la station de fabrication en Suède.

En Suède, l'extrados de la couronne (ou de la chape) est obtenu par l'usinage d'un bloc de titane pur, effectué à l'aide d'une machine commandée par un ordinateur. Dans le cas d'une couronne métallique en titane, le relief occlusal est réalisé avec des instruments de fraisage à grains grossiers et manque de précision, la finition sera donc faite manuellement ; tandis que pour une couronne céramo-titane, la céramique va offrir la possibilité de créer des formes en accord avec la morphologie. En revanche, l'intrados de la couronne n'est que partiellement taillé car il sera ajusté par électro-érosion. Pour ce faire, deux ou trois M.P.U. en graphite, identiques au modèle original, majoré de la valeur du vernis d'espacement sont usinés. Le graphite est idéal comme matériau de réplique car il est tendre à tailler, son coût est raisonnable et sa résistance électrique lui permet d'être utilisé en tant qu'électrodes à appliquer au niveau de l'intrados de la couronne. Ces électrodes en graphite vont permettre d'obtenir, par électro-érosion, un évidement contrôlé et une précision optimale de l'intrados de la couronne. Mais, ces électrodes ont tendance à s'user, c'est la raison pour laquelle il faut en prévoir plusieurs copies.

Le système Procera All Titan fait appel à une dernière technique : la soudure au laser. En effet, en ce qui concerne les bridges, les éléments sont d'abord fabriqués individuellement puis sont secondairement soudés au laser. Enfin, la céramique Procera est appliquée sur l'armature. Cependant, pour les reconstitutions supra-implantaires plurales, il est possible aujourd'hui de préparer toute l'armature en un seul temps pour éviter la soudure au niveau des joints et par conséquent les tensions entre les fixtures (technique All-In-One® (cf 3.3.3)).

2.2.2.3.3 Fabrication de chapes à partir de poudre de titane

En 2004, une étude (28) a évalué à titre expérimental si la méthode Procera® de compactage de poudre d'oxyde d'alumine pouvait être adaptée à la réalisation de chapes en titane. Dans ce cas, l'intrados de la chape est obtenu par compactage de poudre de titane sur le duplicata surdimensionné sous forte pression isostatique à froid (allant de 300 MPa à 900 MPa). Puis, la forme externe de la chape est fraisée sous contrôle informatique en quelques minutes. Et, en dernier lieu, la chape est frittée à 1200°C pendant une durée de deux heures.

Cette méthode permet de réduire le temps de fabrication des chapes en titane. En effet, la méthode Procera All Titan nécessite quatre opérations d'usinage (celles pour les trois M.P.U. et celle pour l'extrados) tandis que le compactage de poudre n'en nécessite que deux (une pour le duplicata surdimensionné et une pour l'extrados), limitant ainsi l'usure des outils d'usinage. Par ailleurs, les chapes en titane présentent après frittage une surface plus brillante que celles obtenues avec la méthode Procera All Titan. De plus, on peut ajouter que le titane obtenu après frittage des chapes était ductile, dense (97% à 99%) et ne possédait que très peu de porosités.

Cette méthode apparaît donc intéressante mais elle doit être optimisée : l'importance de la contraction volumétrique lors du frittage doit être parfaitement compensée par le surdimensionnement du M.P.U.

2.2.2.4 L' « usinabilité » du titane allié et non allié

L' « usinabilité » d'un métal se définit par sa capacité à être facilement usiné. Elle est évaluée selon trois critères : la durée de vie de l'outil d'usinage, la finition de surface de la pièce et la force de coupe mise en œuvre pour l'usinage (59). Pour d'autres auteurs (86), l' « usinabilité » est déterminée d'après la quantité de métal éliminée lors de l'usinage avec un disque abrasif en carbure de silicium (carborundum) et d'après le rapport : quantité de métal éliminée / perte de volume (usure) du disque utilisé.

D'après l'étude de OHKUBO et coll. (59), il existe une différence significative entre l'usinage de pièces en TCP coulé avec « α -case » et l'usinage de pièces en TCP sans « α -case » si l'usinage est réalisé avec des fraises fissures en acier comportant plusieurs lames. En effet, le bord tranchant de l'outil deviendrait immédiatement émoussé en usinant une pièce en TCP avec « α -case ». En outre, dans les conditions expérimentales de cette étude, TCP et TiAl_6V_4 sont apparus comme étant plus faciles à usiner que l'alliage Co-Cr.

En revanche, une étude de 2006 (58) a démontré que la présence de la couche d' « α -case » n'affectait pas de manière significative l' « usinabilité » des alliages de titane. Elle a aussi mis en évidence une « usinabilité » décroissante pour les alliages suivants :

TiAl_6V_4 et alliage d'or de type IV > DT2F et TCP > alliage Co-Cr.

Le DT2F est un alliage de titane industriel développé dans le but d'améliorer l' « usinabilité » du titane. Il s'agit de TCP de grade 2 auquel on a ajouté de petites quantités de sulfures et quelques éléments terrestres rares. La précipitation des particules de sulfure le long des joints de grains permettrait à cet alliage de titane d'avoir une meilleure « usinabilité » par rapport au TCP, surtout pour des vitesses de rotation élevées.

En 2002, WATANABE et coll. (86) ont comparé l' « usinabilité » du TCP, d'alliages de titane ($\alpha+\beta$) couramment utilisés en odontologie (TiAl_6V_4 et TiAl_6Nb_7) et d'alliages de titane β métastables utilisés en orthopédie pour les prothèses de hanche, en pensant que ceux-ci pourraient éventuellement avoir des indications en odontologie. Cependant, d'après leurs résultats, les alliages ($\alpha+\beta$) TiAl_6V_4 et TiAl_6Nb_7 présentent une « usinabilité » largement supérieure aux alliages β .

Par ailleurs, HOTTA et coll. (37) ont cherché à évaluer la résistance des fraises en carbure de tungstène utilisées pour l'usinage de couronnes en titane avec deux systèmes C.F.A.O. japonais (DECSY et Cadim). En effet, cet aspect est important car la résistance de ces fraises a une incidence directe sur les coûts de fabrication des couronnes en titane par usinage mécanique direct. Bien que les lames des fraises s'abîment au fur et à mesure du nombre d'usinage réalisé, les changements de rugosité observés en surface des couronnes demeurent parfaitement corrigibles par simple polissage. Ainsi, les auteurs ont conclu que les mêmes fraises en carbure de tungstène pouvaient servir à usiner jusqu'à 51 couronnes en titane, et ce, avec les deux systèmes C.F.A.O. utilisés.

2.2.2.5 Indications du titane usiné (33)

L'usinage permet de fabriquer tous types de prothèses fixées en titane, de l'élément unitaire (chape, couronne) au bridge complet implantaire, exception faite des inlay-cores car le « scannage » du logement de tenon est trop aléatoire. Ainsi, les prothèses fixées de grande étendue en titane peuvent être usinées, mais elles nécessitent un assemblage par soudure. Cette soudure est réalisée par laser, microplasma ou infrarouge et se fait sous argon (cf 2.3).

Bien que les systèmes d'usinage pour le titane possèdent des indications multiples en prothèse fixée, ils ne permettent pas de reproduire des formes très complexes telles qu'une armature de prothèse amovible avec ses selles, crochets...qui demeurent actuellement réalisées par coulée.

Figure 16 : Photo d'un bridge céramo-titane 4 éléments + deux couronnes unitaires métalliques en titane sur modèle, réalisés en titane usiné avec le système KaVo Everest® (laboratoire LEMOUEL)



2.2.2.6 Comparaison avec le titane coulé

2.2.2.6.1 Avantages du titane usiné / titane coulé

L'usinage mécanique direct présente un grand intérêt car il permet une restitution des propriétés d'origine du titane. Les pièces usinées ne possèdent ni porosités, ni retassures, ni couche d'« α -case », contrairement aux pièces coulées (33). Elles présentent également un excellent état de surface ainsi qu'une texture écrouie, différente des microstructures caractéristiques d'un état coulé que l'on ne sait pas encore maîtriser à l'heure actuelle (cf 2.1.5.2).

Les surfaces travaillées par électro-érosion révèlent de petites altérations superficielles ; la couche réactionnelle est moins épaisse (seulement 20 μm) et présente une augmentation de dureté considérablement moins importante que celle des échantillons coulés (83).

2.2.2.6.2 Inconvénients du titane usiné / titane coulé

La mise en œuvre du titane par usinage reste une technique délicate malgré tout. En effet, le titane peut être pollué par les outils d'usinage s'ils sont de nature chimique différente. De plus, les outils d'usinage sont très sollicités en raison de la faible conductibilité thermique du titane. Les copeaux de titane se collent facilement aux outils et sont pyrophores (c'est-à-dire qu'ils peuvent s'enflammer spontanément). La vitesse de coupe doit donc être très lente. Par ailleurs, la pièce en titane a tendance à fléchir sous la pression des outils à cause du faible module d'élasticité du titane (23,66). Ces différents problèmes vont contribuer à limiter l'application de l'usinage du titane.

2.2.2.6.3 Comparaison de la précision d'ajustage

WALTER (83) a comparé la précision d'ajustage de couronnes réalisées en titane coulé (avec la machine Cyclarc®) ou en titane usiné (système Procera®). D'après les résultats obtenus, il affirme que les deux techniques offrent des couronnes tout à fait acceptables d'un point de vue clinique.

En revanche, l'étude de SUAREZ, LOZANO et SALIDO de 2005 (76) démontre que les couronnes céramo-titane réalisées selon la technique Procera® possèdent une adaptation marginale bien supérieure à celles réalisées en titane coulé (avec la machine Rematitan® Autocast), pour lesquelles l'espace relevé au niveau marginal dépasse 100 µm. De plus, les auteurs ont remarqué que les mesures relevées étaient toujours plus importantes après scellement des couronnes, et ce, pour les deux techniques.

En 2006, WITKOWSKI, KOMINE et GERDS (88) ont étudié la précision de l'adaptation marginale de chapes en titane réalisées par différents systèmes d'usinage, et ce, avant et après avoir été retouchées manuellement. Les différents systèmes testés sont Pro 50 (Cynovad), Precident DCS (« *Digitizing Computer System* ») (DCS Dental AG) et KaVo Everest®. Les retouches manuelles sont effectuées par le même opérateur et consistent en un fraisage sélectif des points de surpression au niveau de l'intrados et en une retouche sous microscope des surcontours au niveau marginal. Les auteurs ont aussi chronométré le temps nécessaire pour ces retouches selon le système d'usinage. Cette étude *in vitro* a abouti aux conclusions suivantes :

- les valeurs retrouvées au niveau marginal sont acceptables cliniquement quelque soit le système d'usinage étudié ;
- les retouches manuelles améliorent l'adaptation marginale des chapes en titane fabriquées par usinage mécanique direct ;
- le système Precident DCS réalise les chapes les plus précises, mais le temps nécessaire aux retouches était supérieur pour ce système.

2.2.2.7 Nouvelle méthode expérimentale de fabrication de couronnes en titane alliant coulée et système C.F.A.O. (92)

En 2006, ZHANG et coll. (92) ont expérimenté une nouvelle méthode permettant de réaliser des couronnes en titane. Elle repose sur l'utilisation conjointe de maquettes en cire fabriquées par des systèmes C.F.A.O. et d'un revêtement non compensateur. En effet, les revêtements à base d'oxyde de magnésium et d'alumine utilisés pour la coulée du titane sont stables même à haute température et leur expansion thermique permet de compenser efficacement la contraction survenant lors du refroidissement du titane coulé. Cependant, dans la plupart des cas, la température du moule doit être abaissée pour éviter les réactions du titane en fusion qui ont lieu à haute température ; et dès lors, les valeurs d'expansion thermique de ces revêtements deviennent insuffisantes. C'est pour augmenter l'expansion thermique de ces revêtements à basse température que des additifs à base de zirconium (cf 2.1.3.2) ont été ajoutés à ces revêtements, mais ces derniers se sont révélés très coûteux.

Pour pallier à ce problème, ZHANG et coll. ont donc mis au point une méthode consistant à préparer par C.F.A.O. des maquettes en cire surdimensionnées qui vont permettre par la suite d'utiliser un revêtement sans action d'expansion thermique lors de la coulée. Ce revêtement expérimental est composé d'oxyde de magnésium, d'alumine et d'un agent catalyseur (carbonate de lithium). Ainsi, d'après cette expérience, cette méthode permettrait d'obtenir des couronnes en titane coulé plus précises qu'avec une coulée traditionnelle tout en bénéficiant des avantages des revêtements à base de MgO et d'alumine, à savoir l'obtention de pièces coulées en titane avec une contamination de surface (« α -case ») très minime.

2.3 Complément de la mise en forme du titane : les techniques d'assemblage

2.3.1 Généralités

Les techniques d'assemblage sont des actes réalisés fréquemment au laboratoire de prothèse car elles font partie intégrante des plans de traitement. En effet, elles assurent la mise en œuvre d'attachements de précision, d'éléments prothétiques de grande étendue et/ou curvilignes et de suprastructures implantaire (en soudant les différentes parties d'un bridge sur le maître-modèle pour obtenir la passivation). De plus, elles permettent également la rectification d'infrastructures présentant des défauts d'adaptation après essai clinique mais aussi la réparation de bridges céramiques (présentant une partie cosmétique intacte) ou de prothèses amovibles fracturées (crochets...) (46).

On distingue deux procédés d'assemblage (33) :

- le brasage, faisant intervenir un alliage d'apport qui mouille les surfaces à relier ;
- la soudure, où les pièces prothétiques sont reliées directement au niveau des surfaces de contact.

La soudure et le brasage sont qualifiés de « primaires » s'ils sont réalisés avant le montage cosmétique ou de « secondaires » s'ils sont effectués après celui-ci.

2.3.2 Spécificités des techniques d'assemblage pour le titane (46)

Aujourd'hui, ces techniques d'assemblage sont réalisables mais elles doivent être adaptées aux caractéristiques du titane. Rappelons les spécificités de ce métal :

- forte affinité à haute température pour les gaz de l'atmosphère en particulier l'oxygène, avec pour conséquence un durcissement du métal et une diminution de sa ductilité ;
- point de fusion élevé nécessitant donc des apports énergétiques importants pour réaliser des soudures ;

- faibles conductivités thermique et électrique ;
- transformation allotropique à 882,5°C qui va entraîner une formation de phases différentes (α ou β) en cas de soudure de TCP ou une précipitation de composés intermétalliques en cas de brasage.

Par conséquent, la soudure ou le brasage du titane sont réalisées par laser, micro-plasma ou infra-rouge (anecdotique). Ces dispositifs permettent de créer des sources énergétiques très importantes et de les transmettre à distance de manière ponctuelle afin que cette énergie soit transformée en chaleur. Ils travaillent tous à l'abri de l'air pour limiter les pollutions pouvant survenir lors de ces opérations de soudo-brasage.

2.3.3 Le brasage par infra-rouge (54)

C'est une approche originale développée par deux firmes japonaises : Morita et Kobelco/Selec. Le système de brasage par infra-rouge de la firme Morita comporte les éléments suivants :

- une chambre de soudage sous une cloche en quartz avec un plateau muni de pinces pour tenir les pièces à joindre ;
- une ampoule halogène d'une puissance de 1000 W, située au-dessus de la chambre ;
- un réflecteur doré ellipsoïdal qui concentre toute la lumière émise par l'ampoule dans la chambre de soudage sous la cloche en quartz (concentration de l'infra-rouge).

Cette technique permettait d'assembler des pièces en titane à l'aide de brasures à base de titane ou de métaux précieux, mais elle a été largement remplacée aujourd'hui par d'autres techniques plus fiables faisant appel à des soudures.

2.3.4 La soudure par micro-plasma (les torches à plasma) (46,54)

Le plasma est considéré comme le quatrième état de la matière. Il s'agit d'un état gazeux particulier obtenu pour des températures supérieures à 3000°C et comportant un nombre élevé de particules (ions, électrons, atomes, molécules).

Les dispositifs à micro-plasma utilisés en odontologie se présentent sous forme de torches qui propulsent ces particules issues d'une décharge électrique pour des applications de projection thermique. On obtient alors un jet plasmagène générant une énergie calorifique très élevée. Cette énergie calorifique va faire fondre localement la pièce à assembler pour former le bain de fusion. Il est possible de diriger alternativement le micro-plasma vers l'une ou l'autre des pièces à assembler ou vers le fil froid de titane constituant le métal d'apport. Cette technique permet de construire progressivement un cordon de soudure, tout en limitant l'échauffement des pièces à souder. Par ailleurs, elle est particulièrement indiquée pour la soudure du titane car les surfaces chauffées sont protégées de l'oxygène par le micro-plasma lui-même.

2.3.5 La soudure par laser (5,33,46)

Le rayonnement laser («*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*») est généralement décrit comme issu de la stimulation d'un matériau approprié qui transforme la longueur d'onde de la lumière visible et amplifie son intensité. Différents matériaux peuvent être utilisés en fonction des spécificités recherchées pour le faisceau laser : des solides (laser de type Nd-YAG), des liquides ou des gaz. En odontologie, les soudeuses laser sont de type Nd-YAG (cristaux de grenat d'yttrium-aluminium dopé au néodyme, dont la longueur d'onde est de 1064 nm). Elles travaillent sous atmosphère protectrice d'argon, ce qui permet de souder, entre autre, le titane.

La soudure laser est un réel progrès car elle permet d'éviter les brasages qui étaient moins performants mécaniquement et à l'origine de corrosion galvanique. Il s'agit dans ce cas d'une vraie soudure autogène, sans différence d'alliage entre la soudure et la pièce à souder : c'est un gage de biocompatibilité. Le déplacement du faisceau laser se fait point par point, garantissant la fusion dans la zone à souder, sans élévation importante de température au-delà de cette zone. Le laser permet de fondre tous les alliages (précieux et non-précieux) et de réaliser la soudure directement sur le maître-modèle, ce qui apporte une grande précision. De plus, le retrait infime obtenu grâce à ce type de soudure est particulièrement intéressant, notamment pour les travaux d'implantologie.

La soudure laser est la technique d'assemblage la plus utilisée pour le titane mais seul un petit nombre de laboratoires de prothèse sont à l'heure actuelle équipés de soudeuses laser en raison de l'investissement financier qu'elles représentent. La soudure laser permet de réaliser des assemblages rapides et fiables, avec peu de déformation. Elle ne doit toutefois pas dépasser une épaisseur de 2 mm. La norme ISO 9333 impose un module de rupture des brasures de 350 MPa minimum. Avec la soudure laser, ces valeurs sont supérieures et avoisinent les 650 MPa, contre 450 MPa pour des brasures classiques basse fusion.

Figure 17 : Photo de la soudeuse laser ALP 50 Professional (METALOR)
(laboratoire LEMOUEL)



2.3.6 La soudure intrabuccale

HRUSKA (38) a décrit en 1987 une technique originale de « soudure intrabuccale ». Il s'agit d'un procédé de soudure par décharge électrique, réalisé sur des éléments prothétiques en titane, directement dans la cavité buccale du patient. Le courant est délivré par une pince sur les pièces à souder et assure la fusion du titane par arc électrique.

Cette technique est indiquée pour la correction du parallélisme des piliers de bridges. Les éléments prothétiques sont d'abord scellés séparément puis reliés entre eux par soudure dans un deuxième temps. Cependant, cette technique soulève le problème du danger potentiel pour la vitalité pulpaire des dents lorsque des apports thermiques supérieurs à 1750°C sont effectués sur les infrastructures fixées sus-jacentes, et ce, même si le titane est faiblement conducteur.

2.3.7 Comparaison des résultats obtenus selon le type de soudure réalisée

Les soudures laser et micro-plasma aboutissent à des résultats de bonne qualité sur le plan métallurgique. Néanmoins, les soudures réalisées avec une torche à plasma modifient de manière plus importante les propriétés mécaniques du titane (« zone affectée thermiquement » plus étendue, dureté Vickers augmentée) et risquent d'engendrer des zones de rupture fragile néfastes à la pérennité des pièces prothétiques. La soudure laser semble donc plus appropriée en odontologie (69).

YAMAGISHI, ITO et FUJIMURA (89) ont étudié les propriétés mécaniques d'assemblages de titane obtenus par soudure laser. Le test de flexion trois points montre que l'on peut obtenir des résultats similaires à ceux d'échantillons non soudés lorsque les soudures sont réalisées sous atmosphère protectrice d'argon ; mais ces résultats sont fortement influencés par l'intensité du rayonnement laser. De plus, la dureté Vickers est augmentée de manière plus importante pour les pièces en titane soudées à l'air par rapport aux pièces en titane soudées sous argon.

Bien que la soudure laser soit la technique d'assemblage offrant les meilleurs résultats, il persiste encore des problèmes. En effet, d'après une expérience menée en 2004 (91), l'examen au microscope électronique à balayage de pièces en TCP et $TiAl_6V_4$ soudées au laser a révélé l'existence de larges porosités au niveau des joints de soudure, résultant de la projection continue d'argon lors des soudures. Par ailleurs, ces pièces en titane soudées au laser ont présenté une moins bonne tenue à la fatigue que les pièces non soudées. (Rappel : on désigne par fatigue une sollicitation mécanique alternée (mais pas obligatoirement périodique) et inférieure à la charge de rupture qui entraîne une détérioration de la matière et donc une rupture progressive).

En outre, il faudrait trouver des paramètres optimaux pour régler la puissance des unités laser. CHAI et CHOU (17) préconise un voltage de 300V et une durée d'impulsion de 10 ms afin d'obtenir une profondeur de soudure et un diamètre de spots satisfaisants. Mais ces résultats ne font pas l'unanimité (91).

Après avoir étudié les différentes possibilités de mise en forme et d'assemblage du titane en prothèse fixée, nous allons décrire dans cette troisième partie les aspects spécifiques liés à l'utilisation du titane en prothèse céramo-métallique, composite et supra-implantaire.

3. LA PLACE DU TITANE EN PROTHESES CERAMO-METALLIQUE, COMPOSITE ET SUPRA-IMPLANTAIRE

3.1 Le titane en technique céramo-métallique : à propos d'un cas

Etant donné l'essor très important de l'esthétique en odontologie, il est primordial qu'un métal puisse être recouvert par une couche cosmétique, afin de réaliser des couronnes céramo-métalliques. Or, le recouvrement du titane par la céramique pose de nombreux problèmes auxquels il a fallu apporter des solutions : de nouvelles céramiques avec des caractéristiques particulières, adaptées au titane, ont été développées.

Nous allons tout d'abord étudier les différentes céramiques pour titane existant sur le marché, détailler les caractéristiques physico-chimiques et optiques de celles-ci, puis décrire la liaison céramique-titane, avant de présenter les photos d'un cas clinique où deux couronnes céramo-titane ont été réalisées.

3.1.1 Les différentes céramiques pour titane sur le marché

La première céramique proposée fut la L.F.C.® (Low Fusing Ceramic) à la fin des années 1980. C'était une céramique amorphe monocristalline à base de quartz fluorhydrique de synthèse. Depuis, les céramiques basse fusion se sont développées. On dénombre plusieurs céramiques pour titane sur le marché :

- Tricéram® (Dentaurum) ;
- Vita Titankeramik® (VITA) ;
- Tibond® (DeTrey/Dentsply) ;
- Noritake Super Porcelain® Ti-22 ;
- Procera® ceramic (Nobel Biocare) (anciennement Duceratin®).

3.1.2 Les spécificités des céramiques pour titane

Ces céramiques présentent plusieurs caractéristiques particulières.

3.1.2.1 Faible coefficient de dilatation thermique

Le différentiel entre le coefficient de dilatation thermique (CDT) de l'armature métallique et celui de la céramique conditionne la mise en compression et donc la pérennité du recouvrement céramique grâce à une résistance élevée. Or, le faible coefficient de dilatation thermique du titane ($CDT = 9,3 \cdot 10^{-6}/^{\circ}C$) empêche l'utilisation de céramiques dentaires conventionnelles ($CDT = 14 \cdot 10^{-6}/^{\circ}C$) car celles-ci subiraient des craquelures de grande étendue lors de la cuisson.

Pour obtenir une mise en compression optimale, le coefficient de dilatation thermique du titane doit être supérieur à celui de la céramique qui sera cuite. De même, ce rapport est à conserver entre les différentes couches de céramiques, avec des valeurs de coefficients décroissantes en progressant vers la surface de la restauration (65). Il a donc fallu mettre au point des céramiques avec un coefficient de dilatation thermique adapté à celui du titane, compris entre $8 \cdot 10^{-6}/^{\circ}C$ et $8,8 \cdot 10^{-6}/^{\circ}C$.

Parallèlement, on a aussi cherché à augmenter le coefficient de dilatation thermique du titane, par exemple en incorporant certains éléments d'addition tel le vanadium (14). ZINELIS, TSETSEKOU et PAPADOPOULOS (94) ont obtenu des valeurs de coefficients de dilatation thermique allant jusqu'à $13,1 \cdot 10^{-6}/^{\circ}C$ en créant des alliages de titane binaires expérimentaux par l'ajout d'éléments métalliques (Al, Co, Sn, Ga, In, Mn) dans des concentrations supérieures à la limite de solubilité dans la phase α .

3.1.2.2 Point de fusion bas

Lors du processus de cuisson, les céramiques conventionnelles sont soumises à des températures de l'ordre de $960^{\circ}C$. Or, de par sa structure dimorphe, le titane subit à $882,5^{\circ}C$ une transformation allotropique, qui correspond à la modification du réseau cristallin de la

phase α hexagonale compacte en la phase β cubique centrée et qui s'accompagne de variations dimensionnelles importantes. Si l'on montait des céramiques conventionnelles sur une chape en titane, il se formerait lors de leur cuisson des grains de grande dimension pouvant être néfastes aux propriétés mécaniques de ces céramiques. C'est la raison pour laquelle des « céramiques basse fusion » spécifiques pour le titane, qui cuisent à des températures inférieures à la température de transformation allotropique (environ 750°C-800°C) ont été développées (10,66).

3.1.2.3 Réaction avec la couche d'oxyde du titane

La liaison chimique entre la céramique et le titane dépend de la couche d'oxyde qui se forme sur l'armature métallique lors de la cuisson et dont l'importance doit être contrôlée. En effet, la céramique doit interagir et permettre la limitation de cette couche d'oxyde (65). Le problème est qu'une couche d'oxyde épaisse et non adhérente se forme dès 900°C en surface du titane alors que cette couche reste très fine et adhérente pour une température inférieure à 800°C (72). Par conséquent, les céramiques pour titane doivent impérativement posséder un bas point de fusion et une composition spécifique pour lutter contre la trop forte propension du titane à s'oxyder (63).

3.1.3 Les autres caractéristiques physico-chimiques et optiques

3.1.3.1 Résistance mécanique (65)

La résistance à la rupture des céramiques est mesurée par le test de flexion trois points. Il consiste à placer une barrette de céramique sur deux appuis et à appliquer une force croissante au centre de la barrette jusqu'à rupture.

D'après les normes ISO, la résistance mécanique des céramiques est fixée à 50 MPa. Or, on retrouve des chiffres supérieurs à ces normes pour la céramique Tricéram® : 90 MPa pour la couche d'opaque et 85 MPa pour la couche de dentine. La résistance mécanique des céramiques pour titane est donc comparable à celle des céramiques pour alliages traditionnels.

3.1.3.2 Dureté (65)

La valeur de la dureté doit permettre à la céramique de ne pas entraîner d'usure prématurée des dents antagonistes mais doit aussi lui éviter d'être traumatisée par celles-ci. Avec une dureté Vickers allant de 500 à 600, les céramiques basse fusion engendrent moins d'abrasion des dents antagonistes que les céramiques conventionnelles et sont plus faciles à polir.

3.1.3.3 Caractéristiques chimiques

Les nouvelles céramiques basse fusion permettent une meilleure résistance à l'hydrolyse salivaire. Elles possèdent aussi une très bonne résistance aux solutions fluorées (24). De plus, elles présentent de faibles valeurs de solubilité chimique, ce qui témoigne d'une bonne inertie chimique, gage de leur longévité dans le milieu buccal.

3.1.3.4 Caractéristiques optiques

Le piètre rendu esthétique des anciennes céramiques pour titane était auparavant constamment décrié ; mais depuis, elles ont été considérablement améliorées dans ce domaine. Ainsi, grâce à l'évolution de l'opalescence des masses « incisales », elles peuvent reproduire l'effet d'opale naturel de l'émail dentaire : la lumière est bien dispersée et la transparence est garantie. Le rendu esthétique des nouvelles céramiques pour titane est donc aujourd'hui comparable à celui des céramiques conventionnelles grâce à une palette de teintes développée (24,44,45).

Cependant, il est logique que la teinte finale d'une restauration céramo-métallique puisse être différente de celle initialement choisie par le praticien à cause de l'épaisseur de métal sous-jacente. D'après une étude de 2007 (3), il apparaît que le titane « commercialement pur » altère plus visiblement la teinte finale d'une céramique basse fusion par rapport à d'autres alliages à base d'or, de palladium ou de Ni-Cr et même par rapport à l'alliage $TiAl_6V_4$. L'ajout d'éléments d'addition au TCP tels l'aluminium ou le vanadium

permet donc l'amélioration des propriétés mécaniques mais aussi un meilleur comportement chromatique en technique céramo-métallique.

3.1.3.5 Stabilité au cours des cuissons (65)

On observe une stabilité thermique de la céramique Tricéram® car le coefficient de dilatation thermique reste quasi-constant lors des différents passages au four, évitant ainsi des fêlures indésirables (propriété intéressante notamment pour la réalisation de bridges). Elle s'accompagne aussi d'un bon comportement pyroplastique, limitant les déformations au cours des nombreuses cuissons.

Par ailleurs, la stabilité des teintes a été évaluée lors des cuissons successives. Il apparaît que, entre une et cinq cuissons, il est impossible de discerner une différence de teinte, de luminosité ou d'opacité.

3.1.4 La liaison céramique-titane

La rétention céramique-titane dépend de trois facteurs principaux, communs à toute rétention de céramique sur une armature métallique : les liaisons chimique, mécanique et par compression.

3.1.4.1 La liaison chimique

Elle est conditionnée par la réaction se produisant entre la céramique et la couche d'oxyde superficielle du titane (cf 3.1.2.3). Cette couche d'oxyde joue un rôle important pour la rétention de la céramique mais sa formation doit être limitée. En effet, si cette couche est trop épaisse, il peut y avoir des fractures en son sein qui aboutissent au décollement de la céramique (63).

3.1.4.2 La liaison mécanique (65)

Elle est obtenue par la fluidité de la céramique qui lui permet de se glisser entre les faibles interstices présents à la surface de l'armature. On préconise donc d'effectuer un

traitement de surface sur l'armature en titane avant cuisson de la céramique. Il s'agit d'un sablage à l'oxyde d'alumine non recyclé avec des particules de 125 micromètres sous 2 à 3 bars. Il a pour but d'éliminer la couche d' « α -case » (qui, rappelons le, constitue un obstacle à l'établissement de la liaison céramo-titane), de créer des rugosités limitant le risque de fissuration à l'interface et de conserver des bords marginaux fins intacts. De plus, les processus de diffusion à l'interface assurent une bonne liaison céramo-titane.

Après le sablage, on attend dix minutes pour permettre la passivation du titane. Puis, on applique un liant (« bonding ») qui va réaliser la liaison entre la céramique et le titane, et enfin, on procède au montage des différentes couches de céramiques, à savoir « l'opaque », « la dentine » et « l'incisal » (cf 3.1.5.1.1).

3.1.4.3 La liaison par compression

Elle correspond à la mise en compression de la céramique sur l'armature en titane lors de la cuisson. Pour ce faire, le titane doit avoir un coefficient de dilatation thermique légèrement supérieur à celui des céramiques utilisées (dans un rapport de 10% à 15%) (cf 3.1.2.1).

3.1.4.4 Valeur de l'adhésion de la céramique sur le titane

La résistance de la liaison céramo-métallique est généralement mesurée par le test Schwickerat. Pour ce test, une éprouvette de métal est recouverte de céramique sur son tiers central puis soumise à déformation en flexion trois points jusqu'à ce qu'il y ait décollement de la céramique du métal.

3.1.4.4.1 Comparaison avec d'autres alliages

Des progrès considérables ont été réalisés ces dernières années quant à l'amélioration de la liaison céramo-titane si bien que certains auteurs (65) affirment aujourd'hui que l'adhésion de la céramique sur le titane atteint des valeurs très proches de celles obtenues pour

des alliages à base palladium soit 40 MPa environ. Cette valeur est largement supérieure à la valeur minimale imposée par la norme ISO qui est de 25 MPa (cf tableau ci-dessous).

Figure 18 : Adhésion comparée de différentes céramiques basse fusion sur titane et céramiques traditionnelles sur alliages précieux et non-précieux (65)

Type d'alliage / céramique	Valeur d'adhésion (MPa)	Valeur d'adhésion métal coulé (MPa)
Norme ISO 9693 – DIN 13927	25 au minimum	25 au minimum
Ni-Cr / céramique traditionnelle	36,4	
Alliage base Pd / céramique traditionnelle		40 à 50
Ti usiné / Noritake 22®	31,83	
Ti coulé / Noritake 22®	27,79	
Rematitan® / Tricéram®		42
Rematitan® / Noritake 22®		39,5
Rematitan® / Vita®		39
Rematitan® / Duceratin®		37,7
Rematitan® / Detrey Tibond®		35,3

Pour d'autres auteurs (82), l'adhésion de la céramique sur le TCP et le $TiAl_6V_4$ avoisine 25 MPa et reste inférieure à celle obtenue pour un alliage base palladium. Par contre, il a été mis en évidence que les cycles thermiques, qui simulent *in vitro* l'environnement buccal, n'affectent pas la qualité des liaisons céramique-TCP et céramique- $TiAl_6V_4$.

3.1.4.4.2 Comparaison entre titane coulé et titane usiné

D'après l'étude de SADEQ et coll. (72), les alliages de titane coulés présentent une résistance au test de flexion de la liaison céramo-métallique supérieure à celle des échantillons usinés.

Cependant, WALTER (83) rapporte une force d'adhésion céramique-titane de 35 MPa, qu'il s'agisse de chapes en titane usiné ou de chapes en titane coulé débarrassées de la couche superficielle d' « α -case ». Par contre, cette force d'adhésion chute à 25 MPa si le titane coulé conserve sa couche d' « α -case ». C'est pourquoi, il est fortement recommandé d'éliminer soigneusement une épaisseur minimale d'au moins 0,15 mm des surfaces coulées avant de monter le recouvrement céramique.

3.1.4.4.3 Comparaison entre deux céramiques pour titane

En 2004, BONDIOLI et BOTTINO (13) ont évalué la force d'adhésion existant entre le TCP coulé et deux céramiques pour titane (Vita Titankeramik® et Tricéram®), et ce, en fonction de la température du moule (cylindre de revêtement). Ils n'ont pas décelé de différence significative pour l'adhésion de ces deux céramiques sur le TCP coulé. Par contre, ils ont remarqué que la force d'adhésion de la céramique Tricéram® diminuait lorsque la température du moule augmentait, et que celle de la céramique Vita Titankeramik® atteignait une valeur maximale pour une température du moule de 700°C.

3.1.5 La réalisation d'une couronne métallique sur base titane

3.1.5.1 Quelques remarques

3.1.5.1.1 Concernant les protocoles actuels

- Le titane n'induit pas d'exigences particulières ; il s'adapte à tous types de préparations et permet toutes les formes de finitions cervicales habituellement rencontrées en prothèse fixée esthétique (joint céramique-dent, finition triangulaire en lame de couteau, finition avec bandeau fin métallique...) (20,65). Cependant, certains auteurs conseillent d'abandonner définitivement tout rebord en céramique fin (83).

- Si la chape est réalisée en titane coulé, il faut ménager une épaisseur minimale de 0,4 mm afin d'assurer une coulée totale du métal (20,63).

Dans ce cas, l'essayage clinique de la chape a lieu après l'étape de grattage effectuée au laboratoire mais avant celle du sablage. Puis, le prothésiste va réaliser un sablage à l'oxyde d'alumine avec des particules de 125 micromètres sous 2 à 3 bars de pression avec si possible un angle de projection de 45°, suivi d'un nettoyage à la vapeur. Un sablage d'alumine avec des particules de 250 micromètres sous 2 à 3 bars permettrait d'accroître l'adhésion céramique-titane mais pourrait être à l'origine d'une déformation de la chape au niveau des bords marginaux. De plus, en cas de sablage avec une pression plus faible, le conditionnement de la surface risquerait d'être insuffisant, tandis que si la pression est plus importante, la surface risquerait d'être contaminée. On préconise donc le sablage avec des particules de 125 micromètres sous 2 à 3 bars car il offre le meilleur compromis. Par ailleurs, grâce à l'évolution constante des techniques et des matériaux, les fabricants de céramique pour titane ne conseillent plus aujourd'hui de réaliser des attaques chimiques par des réactifs acides (tel que le réactif de Kroll) des surfaces devant être céramisées (44,45).

Une fois la surface proprement sablée et nettoyée à la vapeur, elle ne doit plus être touchée avec les doigts pour éviter toute contamination. Il faut ensuite attendre dix minutes pour permettre au titane de se passiver (ce temps ne doit pas dépasser trente minutes) et un liant (« bonding ») va pouvoir être appliqué, suivi d'une cuisson. Ce liant sert à l'adhérence de la céramique sur le titane. S'il présente une couleur blanche, cela permet d'estomper la couleur du métal et commence à donner de la luminosité à la céramique. Enfin, le montage des couches céramiques peut débuter. Il est tout à fait conventionnel.

- Si la chape en titane est faite par usinage, il faut d'abord réaliser un léger « surfacage » avec des pointes diamantées puis un sablage avec des particules de 125 micromètres et un nettoyage à la vapeur. De même, il faut attendre la passivation du titane avant d'appliquer le « bonding » et de commencer les étapes de céramisation :

- l'opaque masque l'armature en titane et donne une première teinte à la couronne ;
- les masses d'épaulement sont montées traditionnellement ;
- les dentine opaque et dentine servent à reconstituer le corps de la dent ;
- l'incisal reproduit l'émail de la dent (transparence et profondeur) ;
- des stains vont reconstituer des éventuelles colorations à l'intérieur ou en surface de la dent.

Chaque couche de céramique va subir un cycle de cuisson spécifique et au final, la céramique sera glacée et polie pour obtenir un aspect lisse et brillant. La cuisson de glaçage peut être effectuée sous vide mais ce n'est pas une obligation. La qualité de l'état de surface des céramiques pour titane est jugée très satisfaisante et permet une bonne intégration marginale (65).

3.1.5.1.2 Concernant les « bonding » employés

Les fabricants ont développé des « bonding » spéciaux pour le titane dans le but :

- de limiter la formation de la couche d'oxyde intervenant pendant la cuisson ;
- d'améliorer l'adhésion de la céramique sur le titane ;
- de masquer l'inesthétique de l'interface en utilisant des « bonding » légèrement colorés. Par exemple, le « bonding » Tricéram® avec son aspect blanc laiteux permet d'obtenir un très bon rendu esthétique, notamment au niveau cervical.

Le « bonding » est à base de verre fritté finement broyé. Il s'agit d'une matrice vitreuse compacte à basse fusion qui dégage des oxydes. Les fabricants le proposent dans la plupart des cas sous forme de poudre + liquide (« bonding » Tricéram®...) sauf pour la firme VITA où il existe également sous forme de pâte fine. Le « bonding » s'applique au pinceau, avec une spatule en verre ou selon le procédé Vita Spray-On. L'application manuelle du « bonding » est sujette à la pression exercée par le prothésiste sur le pinceau ou la spatule alors que le procédé Spray-On permet l'application d'une couche fine et plus homogène de « bonding » (13). En dernier lieu, la cuisson est réalisée selon les données du fabricant, et après cuisson, le « bonding » doit normalement présenter une surface glacée (20).

Dans le protocole de la céramique Duceratin®, il était recommandé d'appliquer une première couche de « bonding » visant à réduire la formation d'oxydes, puis une seconde couche à base d'or colloïdal (Goldbond®) afin de masquer l'interface (54). Mais, les valeurs d'adhésion retrouvées étaient trop faibles et ont donc conduit à l'abandon de cette technique.

3.1.5.2 Analyse des publications récentes

CAI et coll. en 2001 (15) et TROIA et coll. en 2007 (81) ont étudié l'influence du traitement du TCP coulé par des bains acides et/ou caustiques sur la qualité de l'adhésion céramique-TCP coulé. Ils sont arrivés à des conclusions identiques :

- l'emploi de solutions acides n'améliore pas la valeur de la liaison céramique-titane, en comparaison avec celle obtenue en suivant les instructions des fabricants ;
- par contre, le traitement du TCP coulé par une solution caustique (50% NaOH-10%CuSO₄ · 5H₂O) avant le sablage à l'oxyde d'alumine permet d'obtenir des valeurs d'adhésion bien supérieures.

L'hypothèse avancée pour expliquer ce phénomène est la formation, en présence de solution caustique, d'une nouvelle phase en surface du titane, dont la composition serait modifiée, et qui permettrait la formation d'une couche d'oxyde de meilleure qualité. De plus, cette nouvelle phase pourrait empêcher la croissance de la couche d'oxyde lors des cycles de cuisson de la céramique et éviter la formation d'oxydes non-adhérents en surface du titane.

Les fours de cuisson utilisés pour les céramiques conventionnelles permettent la cuisson des céramiques pour titane. Cependant, il est nécessaire d'avoir des fours qui peuvent réduire au maximum la formation d'oxyde en surface du titane lors de la cuisson de la céramique (24). Par exemple, le four K.D.F. Master Spirit 120 (Tanaka-Dental Entreprise) cuit la céramique sous vide tandis que le four Pro 40 (Eudident S.A.) utilise une protection d'argon.

A ce sujet, une expérience (72) a montré qu'il était préférable de cuire une céramique basse fusion pour titane sous atmosphère réduite d'argon plutôt que sous vide. Par ailleurs, cette expérience a aussi mis en évidence une adhésion plus importante de la céramique sur les échantillons en titane usinés qui avaient subi un traitement à l'or projeté avant cuisson de la céramique sous argon. Le revêtement d'or projeté a pour but de modifier la surface du titane et ainsi de contrôler son oxydation à haute température.

En ce qui concerne l'adaptation marginale des couronnes céramo-titane, FONSECA et coll. (29) l'ont jugée satisfaisante aussi bien pour une chape en TCP qu'une chape en TiAl₆V₄ car les défauts marginaux mesurés avoisinaient 100 µm. Par ailleurs, ils ont remarqué que le phénomène de déformation métallique se produisant lors des cycles de cuisson successifs de la céramique augmentaient l'importance des défauts marginaux des couronnes céramo-titane.

Ils ont donc cherché à faire diminuer l'incidence de ce phénomène par un traitement thermique à 800°C du cylindre de revêtement réalisé immédiatement après la coulée et avant le démoulage, sensé diminuer le stress induit par la solidification du titane, mais celui-ci s'est révélé inefficace.

3.1.5.3 Pérennité clinique des couronnes céramo-titane

MARKLUND et coll. (52) ont réalisé une étude prospective sur cinq ans comparant deux systèmes céramo-métalliques *in vivo* :

- céramique basse fusion Procera, montée sur une chape en titane usiné ;
- céramique moyenne fusion Ivoclar Classic, montée sur une chape en alliage noble.

Ils ont remarqué l'apparition de changements notables concernant l'état de surface et la teinte des couronnes céramo-titane, ces différences étant devenues significatives à cinq ans. En revanche, les changements concernant la forme anatomique et l'intégration marginale des couronnes, ainsi que les indices d'inflammation gingivale, demeurèrent minimes. Mais, ils préconisent tout de même l'élaboration de couronnes céramo-métalliques conventionnelles, au moins dans le secteur antérieur, car les exigences esthétiques y sont les plus importantes.

Par ailleurs, les études sur la pérennité des couronnes céramo-titane à court-terme et à moyen-terme relatent des taux d'échecs élevés à cause de la survenue de fractures qui entraînent la perte partielle ou totale de la céramique : 15% pour les couronnes unitaires et 41% pour les bridges, trente mois après la pose. Ces résultats ont une incidence bien plus importante que pour les couronnes céramo-métalliques conventionnelles où le taux d'échec est de 2,7% après dix années de suivi (82).

Une autre étude réalisée *in vivo* sur des couronnes du système Procera® (chapes en titane usiné/céramique spécifique) montre un pourcentage d'échec de 10% sur 62 cas à un an et demi (83). Ainsi, il a été établi que les résultats *in vivo* confortaient les résultats de laboratoire démontrant une réduction sensible de la force d'adhésion. Cependant, il reste à confirmer ces résultats cliniques basés sur l'examen de couronnes céramo-titane réalisées il y a une dizaine d'années, car il y a eu beaucoup de progrès dans ce domaine durant cette période. De même, le recul clinique n'est pas encore suffisant et peu d'études traitent de la pérennité des couronnes céramo-titane à long-terme.

3.1.5.4 Présentation d'un cas clinique

Il s'agit d'un cas clinique que nous avons réalisé au cabinet du Docteur AMOURIQ (Orvault, 44) et en collaboration avec le laboratoire de prothèse LEMOUEL (Angers, 49).

Etat-civil : Madame Claire C., 48 ans.

Motif de consultation : la patiente consulte suite à l'inesthétisme de ses anciennes couronnes métallo-résine sur 45 et 46, dont il ne reste que la partie métallique. Elle souhaite les remplacer.

Etat général : - antécédent d'adénocarcinome de l'endomètre ;
- radiothérapie.

Examen clinique : - présence de tartre en rétro-incisif mandibulaire ;
- 18 et 28 sont à extraire car elles sont extrusées et sans antagonistes ;
- fracture de l'amalgame occluso-distal sur 35 ;
- fracture de l'épaisseur cosmétique des couronnes métallo-résine sur 45 et 46 ;
- autres couronnes et soins conservateurs en bon état.

Plan de traitement : - détartrage ;
- extraction de 18 et 28 ;
- réalisation d'un inlay sur 35 ;
- réfection des deux couronnes sur 45 et 46. Nous avons proposé à la patiente la réalisation de deux couronnes céramiques sur base titane, ce qu'elle a accepté.

Etapes prothétiques :

1^{ère} séance : - dépose des anciennes couronnes et des obturations coronaires à l'amalgame sous-jacentes sur 45 et 46 ;

- évaluation de la qualité des traitements endodontiques => pas de nécessité de retraitement ;

- rescellement provisoire des anciennes couronnes.

2^{ème} séance : - réalisation de deux reconstitutions corono-radicales au composite avec tenon fibre de verre sur 45 et 46 ;

- empreintes maxillaire et mandibulaire à l'alginate en vue de la réalisation de deux couronnes provisoires sur 45 et 46 par le laboratoire ;

- rescellement provisoire des anciennes couronnes.

3^{ème} séance : - scellement des couronnes provisoires de laboratoire.

4^{ème} séance : - préparation périphérique de 45 et 46 ;

- empreinte double-mélange à la mandibule ;

- rescellement des couronnes provisoires.

5^{ème} séance : - essayage des chapes en titane sur 45 et 46. Les chapes ont été réalisées par usinage grâce au système KaVo Everest®, elles sont en TCP grade 2. Il existe un léger sous-contour en vestibulaire de 46 ;

- sur-empreinte avec chapes en place afin que le laboratoire compense ce léger sous-contour sur 46 par la réalisation d'un joint céramique-dent à ce niveau ;

- prise de la teinte ;

- rescellement des provisoires.

6^{ème} séance : - essayage des couronnes céramo-titane sur 45 et 46. La céramique utilisée pour recouvrir les chapes titane est la céramique VITA ;

- scellement « définitif » des couronnes avec un ciment au phosphate de zinc.

Figure 19 à Figure 39 : Photos du cas clinique



Fig. 19

Etat initial



Anciennes couronnes sur
45 et 46 inesthétiques



Fig. 21

Fig. 20

Orthopantomogramme initial



Fig. 22

Fig. 23



Fig. 24



Réalisation des deux
composite-tenons fibre
de verre



Fig. 26

Fig. 25



Fig. 27

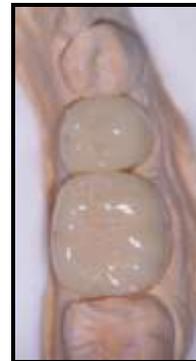


Fig. 28

Empreinte et pose
des provisoires de
laboratoire

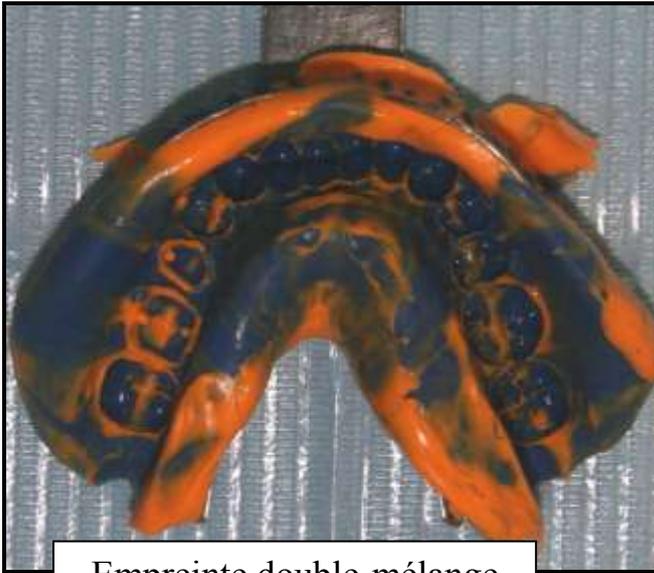


Fig. 29



Fig. 30

Fig. 31



Empreinte double-mélange



Fig. 32

M.P.U. et chapes
usinées en titane

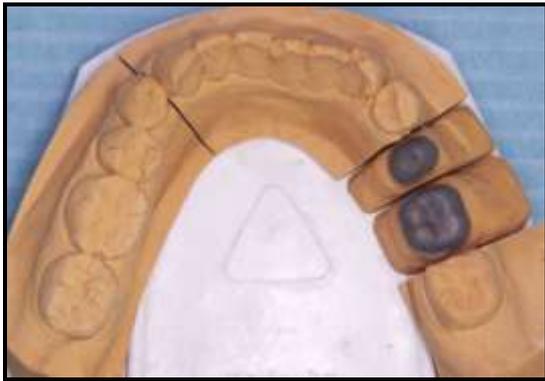


Fig. 33

Précision d'ajustage des chapes
sur M.P.U. et essayage clinique



Fig. 34

Fig. 35



Fig. 36



Fig. 37



Fig. 38



Fig. 39

Couronnes céramo-titane
glacées sur M.P.U. et
intégration buccale le jour de
la pose

3.1.6 Conclusions sur les céramiques pour titane

Malgré un départ difficile, de nombreux progrès ont été réalisés depuis une dizaine d'années dans le domaine des céramiques pour titane. Les recherches se sont orientées dans quatre directions principales : le développement de nouveaux types de verre basse fusion, l'amélioration de l'adhésion de la céramique sur le titane, le rendu esthétique et la stabilité des formes et des teintes au cours du temps (20,65).

Aujourd'hui, il convient de se rendre à l'évidence : la prothèse céramo-métallique sur titane est, tant au niveau de sa mise en forme que de ses performances esthétiques et physico-chimiques, analogue aux prothèses céramo-métalliques sur alliages précieux et non-précieux, avec toutefois des avantages non négligeables en terme de biocompatibilité (20). Ainsi, les céramiques pour titane tentent de répondre aux plus grandes exigences esthétiques et parodontales qui accompagnent la restauration des dents antérieures, sans modifier, au cabinet, les procédures habituelles des traitements par prothèse fixée (65).

Cependant, l'adhésion de la céramique sur le titane reste fragile ; c'est pourquoi les impératifs de mise en œuvre et le respect des intervalles de fusion des différentes couches, fournis par les fabricants, doivent être respectés scrupuleusement par le prothésiste sous peine de rompre la liaison obtenue entre ces deux matériaux (44,45).

Enfin, la plupart des auteurs s'accordent à dire que l'utilisation du titane en technique céramo-métallique est transitoire car l'avenir s'oriente vers des techniques céramo-céramiques permettant de s'affranchir de toute infrastructure métallique et offrant par conséquent des résultats esthétiques inégalables (23,63).

3.2 Le titane en prothèse composite

Comme nous l'avons décrit dans la première partie, le titane possède de nombreuses qualités (biocompatibilité, mouillabilité importante, coefficient de frottement élevé) mais avec des propriétés mécaniques différentes des alliages traditionnels. Par exemple, sa faible rigidité implique le surdimensionnement des gabarits des pièces prothétiques. La prothèse composite (ou hybride) en titane allie la réalisation simultanée de restaurations fixées et d'une prothèse

amovible partielle. Elle va permettre d'exploiter au maximum les apports de ce biométal, tout en minimisant les contraintes de majoration de taille des éléments prothétiques (44).

3.2.1 La réalisation d'une prothèse composite en titane (44)

Tout d'abord, les préparations pour prothèses fixées sont réalisées d'après les recommandations citées en 2.1.8.1 (épaulement à angle interne arrondi, absence d'angles vifs...). Ensuite, le traitement de l'empreinte et du maître-modèle au laboratoire de prothèse est tout à fait classique. En revanche, la mise en revêtement présente quelques spécificités :

- la maquette doit être recouverte par 1 cm de revêtement ;
- la tige de coulée a un trajet sinusoïdal et un diamètre de 4 mm ;
- des tiges d'apport secondaires sont ajoutées pour les éléments pluraux ;
- le cône de coulée est placé au centre du cylindre.

Puis, le revêtement est préparé en suivant scrupuleusement les indications du fabricant et la coulée est réalisée, ainsi que le montage de la céramique.

Remarque : le TCP généralement utilisé pour la coulée en prothèse conjointe est celui de grade 2 mais il faut préciser que la société Dentaforum ne le commercialise plus à l'heure actuelle et l'a substitué par celui de grade 1 (9).

En ce qui concerne la prothèse amovible, il faudra légèrement majorer certaines dimensions : l'épaisseur de la plaque palatine passe de 0,6 mm à 0,8 mm, les crochets ont une section augmentée de 0,5 mm et la hauteur de la barre linguale est majorée de 1 mm. Pour obtenir une adaptation précise des zones de contact et de jonction entre les différents constituants de la prothèse composite, il est recommandé de réaliser le modelage de la maquette sur un duplicata en matériau réfractaire, élaboré à partir d'une empreinte en silicone. Ensuite, vient la coulée avec 2 ou 3 tiges d'apport selon l'étendue du châssis métallique.

Remarque : en prothèse amovible, la coulée peut être réalisée avec du TCP de grade 2 ou de grade 4. Mais, le TCP de grade 2 est trop « mou » et manque un peu d'élasticité, impliquant un surdimensionnement plus important des maquettes de façon à obtenir une bonne rigidité de la pièce finale. De plus, il contraint les patients à faire réactiver régulièrement les crochets. C'est pourquoi le TCP de grade 4 est souvent utilisé en prothèse amovible car il ne présente pas tous ces défauts. Par contre, sa fluidité est plus faible, rendant ainsi la coulée plus délicate (9). C'est pourquoi, de nombreux châssis métalliques sont aujourd'hui réalisés en alliage de titane TA6V afin d'obtenir une meilleure rigidité.

La rétention entre éléments de prothèse amovible et fixée peut s'obtenir :

- par l'exploitation d'une zone en contre-dépouille (extrémité de crochet) ;
- par la friction dans le cas d'un attachement de précision ;
- par la combinaison de ces deux phénomènes dans le cas d'un attachement de semi-précision.

En effet, si la barre cingulo-coronaire s'intègre dans des éléments fraisés, on obtient une rétention supplémentaire grâce au fort coefficient de frottement titane/titane. Ces zones de friction, ménagées au sein de l'extrados des éléments fixés et dans l'intrados de la prothèse amovible, devront être sablées et non polies dans le but d'assurer les frottements.

3.2.2 Les avantages du titane en prothèse composite

La réalisation de prothèse composite en titane permet à certaines parties de connexion de la prothèse amovible d'être intégrées plus facilement, malgré leur surdimensionnement. On évite ainsi la création de zones de surcontour néfastes à la santé parodontale et donc à la pérennité de la restauration. De plus, l'utilisation du titane en prothèse composite va aboutir à la fabrication de prothèses homogènes sur le plan métallique, évitant ainsi tout phénomène de galvanisme buccal ou d'usure différentielle. Elle apparaît aussi comme une alternative intéressante chez les patients présentant une diminution du flux salivaire (en raison de l'excellente mouillabilité du titane) et chez les patients allergiques aux alliages traditionnels (44).

D'après KURDYK (44,45), les dispositifs de rétention utilisés en prothèse composite (attachements ou crochets) n'ont pas présenté de défaillance, sur une période d'étude de quatre ans. On peut même imaginer que dans quelques années le développement de certains alliages de titane à mémoire de forme type Ni-Ti, capables de subir des déformations réversibles sous l'action de variations de températures induites, nous permettra de réaliser des éléments prothétiques exceptionnellement démontables (attachements) (45)...

3.3 Le titane en prothèse fixée supra-implantaire

Avec l'essor de l'implantologie au cours de cette dernière décennie, sont apparus la volonté de réaliser des éléments prothétiques avec le même matériau que l'implant et le désir d'employer des matériaux toujours plus biocompatibles (23).

La prothèse fixée supra-implantaire permet de répondre à de nombreuses indications de traitement prothétique et peut aller de l'élément unitaire au bridge complet. Elle fait appel à deux types d'ancrage prothétique possédant chacun leurs avantages et leurs inconvénients (21) :

- la prothèse vissée où la couronne est vissée sur un élément intermédiaire (pilier) lui-même transvissé sur l'implant ;
- la prothèse scellée où la couronne est scellée sur un pilier (faux-moignon) transvissé sur l'implant ; elle se rapproche des méthodes de prothèse fixée conventionnelle.

Quel que soit le type d'ancrage prothétique (vissé ou scellé), l'adaptation passive des supra-structures implantaire est indispensable car l'os ne permet aucune mobilité des implants.

3.3.1 Le problème de corrosion en prothèse implantaire

3.3.1.1 Corrosion galvanique

3.3.1.1.1 Rappels

Comme le milieu buccal est conducteur, il s'établit une différence de potentiel entre les différents alliages en présence pouvant induire la destruction de l'alliage jouant le rôle de l'anode par rapport à la cathode. Ce phénomène est influencé par les surfaces respectives de chaque alliage : en effet, selon la loi des aires relatives, les risques de corrosion sont d'autant plus importants que la surface de l'anode est faible par rapport à celle de la cathode (63).

Lorsque le bimétallisme survient sur une infrastructure implantaire, il entraîne un phénomène de corrosion intra-buccale et pourrait aussi avoir des conséquences sur l'interface os/implant et donc sur l'ostéointégration (71).

3.3.1.1.2 Concernant l'élément intermédiaire (11)

L'élément intermédiaire, transgingival, est en contact avec l'implant endo-osseux en titane et la prothèse fixée sus-jacente. Ce milieu enfoui sous-gingival est peu oxygéné et riche en ions chlorure. On distingue plusieurs cas de figure :

- si cet élément intermédiaire est en titane, les risques de corrosion sont minimisés ;
- s'il est en alliage non-précieux, le couple électrochimique ainsi constitué va transformer le non-précieux en anode et l'implant en cathode. Dans ce cas, une corrosion en aération différentielle est possible, pouvant provoquer la destruction du non-précieux et le relargage des différents composants de l'alliage, donc une corrosion importante ;
- si cet élément de transition est en alliage précieux, il va constituer la cathode et l'implant en titane l'anode. Néanmoins, la corrosion est minimisée car le titane possède une excellente résistance à la corrosion grâce à sa couche de passivation.

3.3.1.1.3 Concernant la prothèse fixée (11)

Il existe également différentes possibilités :

- une prothèse en titane sur un élément de transition en titane entraîne une corrosion très minime ;
- dans le cas d'une prothèse en titane sur un élément de transition en alliage précieux, le titane est l'anode. Mais, il n'y a que très peu de corrosion du précieux en milieu anaérobie ;
- pour une prothèse en alliage précieux sur un élément intermédiaire précieux, l'anode est constituée soit par la prothèse, soit par l'élément intermédiaire. Il est nécessaire de vérifier à l'aide des courbes de polarisation anodique la faible intensité des courants de corrosion ; toutefois, la corrosion est minimisée en milieu anaérobie.

3.3.1.2 Corrosion localisée en crevasse (55)

Outre les problèmes de corrosion galvanique, les reconstitutions prothétiques supra-implantaires peuvent être le siège de corrosion localisée en crevasse. Cette forme de corrosion a lieu au sein des interstices résultant de la géométrie des éléments de montage (jonction implant-pilier).

L'électrolyte pénètre d'abord dans l'interstice et le métal se dissout en formant des ions métalliques. Comme le milieu est riche en ions chlorure, il y a formation de chlorures métalliques qui vont eux-mêmes engendrer une précipitation d'hydroxydes et la libération d'acide HCl. Le confinement de l'électrolyte aboutit à une diminution de l'oxygène dissout et il apparaît une différence de concentration en oxygène entre les surfaces externes et les interstices. C'est pourquoi il se crée une pile électrochimique avec acidification et augmentation concomitante de la concentration en ions chlorure pour maintenir la neutralité des charges. Tout ceci concourt à l'apparition du phénomène de corrosion en crevasse avec pour conséquence une dissolution de la couche passive du métal.

Ce processus de corrosion en crevasse n'est pas retrouvé pour des alliages précieux. En revanche, il peut se produire lorsqu'il s'agit de TCP ou TiAl_6V_4 .

3.3.1.3 Les matériaux utilisés (78)

L'alliage de titane TiAl_6V_4 et l'oxyde de zirconium sont recommandés pour la fabrication d'éléments intermédiaires (piliers) car ils permettent l'établissement d'une attache pseudo-épithélio-conjonctive lorsqu'ils sont situés en zone transgingivale. Bien que l'on reproche parfois au TiAl_6V_4 sa biocompatibilité légèrement inférieure au TCP, il donne d'excellents résultats et offre des propriétés mécaniques bien supérieures. Quant à l'oxyde de zirconium, il associe une esthétique, une biocompatibilité et des propriétés mécaniques excellentes même s'il faut cependant se méfier de son extrême dureté.

De plus, les alliages précieux à base d'or peuvent aussi être utilisés. On les retrouve pour les piliers type UCLA-or®, réalisés par coulée intégrale ou surcoulée d'une bague de connexion usinée. Mais la biocompatibilité de ces alliages apparaît inférieure à celle du TiAl_6V_4 ou de la zircone car ils ne permettent pas la création d'une attache conjonctive.

En ce qui concerne l'étage prothétique, les matériaux vont dépendre du type de restauration choisie. S'il s'agit d'une couronne métallique (assez rare), elle sera réalisée en titane. S'il s'agit d'une couronne céramo-métallique, on préfère réaliser la chape en alliage précieux plutôt qu'en titane car l'adhésion de la céramique sur les alliages précieux demeure légèrement supérieure à celle sur le titane et du fait de la totale immobilité des implants, les

risques de fracture de la céramique sont donc minorés. En outre, il semblerait aujourd'hui que l'on s'oriente vers la réalisation de couronnes supra-implantaires céramo-céramiques reposant sur des piliers zircone.

3.3.2 Les différents types de piliers

Il existe plusieurs options pour la fabrication de ces piliers (10,21,70,78) :

- la première utilise des piliers usinés, biocompatibles, dont la précision est de 15 µm, mais non anatomiques ;
- la seconde fait appel à des piliers anatomiques coulés en alliage métallique, mais moins précis ;
- la troisième utilise des piliers surcoulés sur une base usinée en titane ou en or/palladium (type UCLA-or®).

3.3.2.1 En prothèse scellée (1,21,70,78)

3.3.2.1.1 Les piliers pleins vissés ou monoblocs

Ce sont des piliers droits en titane, vissés définitivement sur l'implant et non modifiables. Ces piliers sont choisis en fonction de la situation clinique (épaisseur gingivale, profil d'émergence, espace prothétique). Ils peuvent être mis en place par le chirurgien lors du deuxième temps chirurgical et recouverts par un capuchon de protection ou une prothèse provisoire en interséance. L'empreinte est prise avec un transfert spécifique stabilisé sur le pilier par frottement. Les éléments prothétiques sont ensuite réalisés en métal précieux ou non à l'aide d'éléments calcinables.

Ces piliers sont indiqués pour la prothèse unitaire dans les secteurs postérieurs (là où l'axe implantaire correspond à l'axe prothétique) et en prothèse plurale de petite étendue lorsque les axes implantaires sont suffisamment parallèles.

3.3.2.1.2 Les piliers usinés transvissés sur les implants

Ce sont les piliers les plus utilisés. Il s'agit de piliers usinés en titane qui existent sous formes droites ou angulées. Ils possèdent un col transgingival dont la hauteur et l'évasement peuvent varier afin d'améliorer le profil d'émergence et une partie coronaire servant de support à la prothèse fixée. L'empreinte est réalisée à l'aide de transferts mis en place sur les implants.

Ces piliers peuvent être retouchés par soustraction au laboratoire de prothèse pour faire face à certaines situations cliniques, mais dans des proportions minimales. Cette soustraction est effectuée à « main levée », à l'aide d'une pièce à main ou d'une turbine de laboratoire, ou avec une fraiseuse. Elle ne concerne que la partie coronaire du pilier et en aucun cas la zone usinée de connexion implantaire, afin de préserver la fiabilité de l'adaptation. En cas de reconstitution unitaire, le fraisage a pour but de calibrer le pilier pour lui donner une rétention adéquate lors du scellement, et, en cas de reconstitutions plurales, il est indispensable pour paralléliser les différents piliers entre eux. Comme précédemment, ce type de pilier laisse le libre choix du métal utilisé pour les restaurations prothétiques sus-jacentes.

3.3.2.1.3 Les piliers anatomiques transvissés sur les implants

Ils sont indiqués dans les situations complexes, par exemple en cas d'axes divergents. On distingue parmi ces piliers :

- les piliers à surcouler (type UCLA-or®) : ils comprennent une base usinée en or/palladium ou en titane (permettant une adaptation précise du pilier sur l'implant) surmontée d'un tube en plastique calcinable. Le prothésiste va modifier ce tube par addition de cire puis réaliser une surcoulée dans un métal précieux compatible avec la base. Les piliers ainsi obtenus offrent de nombreux avantages esthétiques et fonctionnels. Cependant, la surcoulée au laboratoire est une étape délicate à réaliser, ce qui limite les indications de cette technique ;
- les piliers coulés en alliage semi-précieux ou non-précieux à partir d'une pièce intégralement calcinable : ils sont plus avantageux financièrement mais la précision de la jonction pilier-implant obtenue est médiocre, et ce, même si la coulée est de grande

qualité. En effet, l'adaptation est très inférieure à celle existant entre deux surfaces usinées, c'est la raison pour laquelle ces piliers sont utilisés comme éléments provisoires ;

- les piliers usinés en F.A.O. (Fabrication Assistée par Ordinateur) : ils sont fabriqués sur mesure par une machine-outil à partir d'un bloc en titane ou en zirconium tels les piliers Procera® (Nobel Biocare). Cette technique est très fiable mais elle est assez complexe et par conséquent, onéreuse.

3.3.2.2 En prothèse vissée (21,70,78)

3.3.2.2.1 La prothèse transvissée directement sur implant

Elle est indiquée en cas de faible hauteur prothétique ou pour masquer les éléments métalliques des restaurations prothétiques lorsque les tissus mous sont peu épais. Elle sert principalement à la réalisation de bridges sur « pilotis » et de bridges conventionnels. Il existe une méthode qui fait appel à la C.F.A.O. et qui permet d'obtenir une armature fraisée en titane d'une parfaite adaptation : le système Procera® (Nobel Biocare) (cf 3.3.3.2).

3.3.2.2.2 Les piliers transgingivaux pour prothèse vissée

Il s'agit de piliers coniques capables de compenser de façon importante des axes implantaires divergents en prothèse plurale. Ils possèdent une bague transgingivale plus ou moins haute en fonction de l'épaisseur gingivale. Une fois mis en place et serrés définitivement, l'empreinte des piliers est réalisée à l'aide de transferts d'empreinte. Puis, la restauration prothétique fait appel à des gaines calcinables montées sur un cylindre en or. La dernière étape consiste à obturer les puits d'accès aux vis avec du composite.

3.3.3 Les reconstitutions plurales

Nous décrivons dans cette partie deux concepts récents permettant la réalisation d'armatures en titane en prothèse implantaire transvissée : les systèmes Procera® et Cresco™.

3.3.3.1 Généralités

La réalisation d'une restauration prothétique fixée sur plusieurs implants exige une très grande précision, en raison de l'absence de mobilité des implants. Tout défaut d'adaptation de l'armature engendre des tensions permanentes au niveau de la restauration, des vis de serrage et des implants (6), avec pour conséquence des complications biologiques (résorption osseuse péri-implantaire) et/ou prothétiques. Il est donc impératif de concevoir des armatures passives, c'est-à-dire des suprastructures qui théoriquement ne doivent induire aucune contrainte sur les implants et sur l'os en l'absence de forces externes (34). Durant ces vingt dernières années, les armatures en titane ont fait l'objet d'études et de développements pour la prothèse supra-implantaire (60).

La technique traditionnelle utilisée pour la réalisation d'armatures repose sur la coulée d'éléments, en titane ou en alliages précieux ou semi-précieux, qui sont ensuite assemblés par soudure. Cependant, cette technique présente des inconvénients qui affectent l'intégrité, la solidité et la précision des armatures (18) ; il a donc fallu faire appel à d'autres technologies. Une des techniques actuelles, fondée sur l'utilisation de procédés de fraisage numérique contrôlé par ordinateur permet de fabriquer des armatures monoblocs en titane (technique All-In-One® ou Procera® (Nobel Biocare)) qui peuvent être recouvertes dans un second temps par une céramique basse fusion. Une autre méthode consiste à corriger les déformations intrinsèques de l'armature résultant de la coulée afin d'obtenir une passivité absolue : méthode Cresco Ti Precision (Astra Tech Dental) (35).

3.3.3.2 Les prothèses supra-implantaires monoblocs Procera®

3.3.3.2.1 Etapes de réalisation d'un bridge monobloc céramo-titane transvissé directement sur les implants (10)

Les premières étapes sont communes à tous les cas d'implantologie (interrogatoire, examen clinique, empreintes d'étude, cires diagnostiques, guide radiologique, scanner, chirurgie à l'aide d'un guide chirurgical).

Après la période d'ostéointégration, débutent les étapes « prothétiques » :

- empreinte initiale à l'alginat à l'aide de transferts coniques ;
- réalisation au laboratoire d'un tube porte-empreinte ;
- empreinte finale : du plâtre est injecté dans le tube porte-empreinte qui est emporté dans une suremprise au silicone. Cette empreinte doit enregistrer de façon très précise les positions respectives des implants ;
- enregistrement des rapports maxillo-mandibulaires et prise de la teinte ;
- réalisation par le prothésiste d'un modèle de travail avec fausse gencive et d'une maquette en résine de l'armature (en tenant compte de l'épaisseur nécessaire à la céramique) ;
- envoi de la maquette et du maître-modèle à l'unité de production Procera® en Suède où a lieu le scannage optique de la maquette (s'il s'agit d'une prothèse unitaire, la maquette est scannée au laboratoire). Il existe aussi une méthode de conception virtuelle où l'ordinateur réalise directement la maquette sur l'écran. Les informations numériques sont transmises à l'ordinateur qui commande la fraiseuse et la machine réalise une réplique exacte de la maquette en usinant un bloc de TCP. Puis, l'armature est vérifiée, dégrossie et polie avant d'être envoyée au prothésiste ;
- au laboratoire, grattage, nettoyage et sablage de l'armature. Enfin, le prothésiste applique le « bonding » et la céramique basse fusion.

3.3.3.2.2 Avantages

L'usinage par procédé informatisé d'une armature monobloc en titane élimine les risques de porosités et de distorsions thermo-cycliques pouvant intervenir lors des coulées et des soudures. Il ne nécessite pas l'utilisation de cylindres ou de composants préfabriqués usuels, le protocole est donc simplifié. Les interfaces piliers sont usinées dans la masse de l'armature et en font partie intégrale, ce qui permet l'utilisation de ce type d'armature en cas de faible hauteur prothétique. Les pièces ainsi obtenues sont homogènes, biocompatibles, précises, légères et peuvent être indiquées pour des prothèses fixées supra-implantaires complètes, partielles et même unitaires (10,18).

Une étude de 2007 (2) compare la précision d'ajustage entre des armatures métalliques coulées traditionnelles et des armatures en titane obtenues par fraisage numérique contrôlé par

ordinateur. Cette étude conclut que la technique d'usinage fournit des armatures supra-implantaires en titane d'une précision supérieure à celles obtenues par coulée. De plus, l'étude d'ÖRTORP et JEMT (61) prouve que la cuisson d'une céramique basse fusion ne compromet la passivité de ces armatures Procera®, critère indispensable en implantologie.

3.3.3.2.3 Inconvénients

Il est impératif de positionner les implants très précisément, parallèles ou très peu divergents et avec une émergence des vis de piliers bien centrée sur les faces occlusales, ce qui est parfois difficile à réaliser. Par ailleurs, la cuisson de la céramique basse fusion est plus délicate que pour la céramique conventionnelle (10).

3.3.3.3 Le concept implanto-prothétique Cresco™ (34,35,64)

3.3.3.3.1 Description

Les méthodes basées sur la C.F.A.O. sont très intéressantes mais elles nécessitent un investissement assez lourd et surtout, elles n'offrent aucune solution en cas de divergence des axes implantaires. La méthode Cresco™, quant à elle, est adaptée à la technique conventionnelle de coulée à la cire perdue et est donc facile et rapide à réaliser pour un prothésiste expérimenté. Elle est destinée à la fabrication de suprastructures implantaires transvissées de plus ou moins grande étendue et dont l'adaptation est passive.

Il est important de rappeler que les suprastructures coulées ne s'adaptent pas toujours aussi précisément sur les analogues d'implants présents dans le maître-modèle que la maquette en cire avant sa coulée, à cause des déformations survenant lors du refroidissement du métal après la coulée ou à cause d'une manipulation incorrecte au laboratoire. C'est pourquoi, il est souvent nécessaire de réaliser des coupes et soudures pour corriger les inadaptations des armatures. La méthode Cresco™ utilise un principe novateur de correction réalisée sur la suprastructure après la coulée, afin de garantir une passivité absolue : elle consiste en une section de l'armature par la machine de Précision Cresco™ après mise en forme et coulée puis en une soudure au laser. La méthode Cresco™ fait donc appel aux

compétences du laboratoire de prothèse implantaire usuel et à un laboratoire agréé équipé de la machine de Précision Cresco™ pour la phase de « passivation » de l'armature.

La technologie Cresco™ est compatible avec dix-sept marques d'implants de types et de diamètres variés ; ainsi, elle est adaptée à la plupart des systèmes implantaires présents sur le marché (Astra Tech, Nobel Biocare, Straumann, Dentsply...). De plus, elle ne nécessite pas l'emploi de piliers, même lorsque les implants sont placés dans des directions très différentes, vestibulaires ou palatines. Enfin, cette méthode est précise et efficace, et laisse le choix d'une large gamme d'alliages pour la réalisation de l'armature (le plus souvent, il s'agit de titane mais on retrouve aussi des alliages précieux ou non-précieux comme le chrome-cobalt).

3.3.3.3.2 Protocole

Tous les éléments nécessaires à la réalisation de l'empreinte et de l'armature puis à la pose de la prothèse sont livrés sous forme de kits complets Cresco API™ (*All Parts Included*), comprenant une partie « clinique » et une partie « laboratoire ».

Les étapes de réalisation de l'armature sont les suivantes :

- empreinte conventionnelle « à ciel ouvert » de type « pick-up » avec un élastomère ;
- coulée au laboratoire du maître-modèle ;
- vissage de tubes calcinables, droits ou thermo-angulés, sur les analogues d'implants du maître-modèle. Ces tubes peuvent avoir une angulation maximale de 17° et sont inclinés pour orienter de manière optimale les puits d'accès aux vis de serrage au niveau des faces occlusales des dents prothétiques ;
- coulée de l'armature selon la technique de coulée traditionnelle à la cire perdue puis envoi du maître-modèle et de l'armature au laboratoire sous-traitant Cresco™ ;
- connexion de l'armature sur les analogues d'implants du maître-modèle par deux vis non serrées ;
- fixation de ces rapports à l'aide de cire collante puis retrait des vis ;
- mise en occluseur du maître-modèle portant l'armature (fixée grâce à la cire collante) ;
- coulée de plâtre au niveau de la plaque de montage antagoniste afin de maintenir la dimension verticale définie ;

- élimination de la cire collante et séparation des deux parties (d'un côté, le maître-modèle et de l'autre, l'armature), chacune étant fixée sur un disque magnétique assurant un positionnement parfait au sein de la machine de Précision Cresco™ ;
- vissage des supports de bridge (cylindres en titane préfabriqués ou en chrome-cobalt ou alliage précieux) sur les analogues d'implants du maître-modèle ;
- placement des deux disques dans la machine de Précision Cresco™ : l'un contient le maître-modèle et les supports de bridge, et l'autre, l'armature coulée enchâssée dans le plâtre ;
- étape de passivation des armatures réalisées par la machine de Précision Cresco™ qui est une fraiseuse à commande numérique. Après calcul et détermination de la hauteur adéquate, la machine sectionne selon un plan horizontal les extrémités apicales de l'armature et adapte parallèlement l'angulation et la longueur des supports de bridge correspondants. Elle travaille avec une précision de l'ordre du micromètre. Enfin, les surfaces fraisées parallèles ainsi obtenues sont assemblées par soudure laser pour aboutir à la réalisation d'une armature d'une parfaite passivité ;
- renvoi de l'armature au laboratoire usuel pour la finition ;
- essai clinique de l'armature et enregistrement de l'occlusion ;
- mise en place d'un cosmétique de recouvrement au laboratoire ;
- pose de la restauration.

3.3.4 Conclusion sur la place du titane en prothèse fixée supra-implantaire

Les alliages précieux ont fait leurs preuves et restent classiquement utilisés en prothèse fixée supra-implantaire mais l'arrivée de nouvelles méthodes de mise en œuvre tend à remettre en cause ce choix.

Ainsi, la précision de l'usinage associée à la biocompatibilité du titane et à la sécurité d'une prothèse supra-implantaire transvissée donne aux restaurations monoblocs céramo-titane une place de choix dans l'arsenal prothétique implantaire. Mais ces restaurations nécessitent une grande rigueur du praticien et du prothésiste ; c'est pourquoi on peut penser que dans les années à venir la zircone va se substituer au titane pour la réalisation d'armatures en prothèse implantaire grâce à ses qualités esthétiques et sa manipulation aisée au laboratoire de prothèse (10).

CONCLUSION

A l'heure où la notion de « bio » occupe une importance primordiale dans tous les esprits et où la chirurgie dentaire se trouve en pleine mutation avec l'essor de l'implantologie, a émergé le désir de mettre au point un matériau dont la conformité biologique serait accrue et bien supérieure aux alliages traditionnels utilisés jusqu'alors. Le titane s'est révélé être un matériau idéal pour de multiples indications odontologiques grâce à son excellente biocompatibilité et à ses autres propriétés physico-chimiques remarquables (grande résistance à la corrosion, faible masse volumique, bonnes propriétés mécaniques...).

Cependant, certaines de ses caractéristiques, telles sa faible densité, sa température de fusion élevée et sa forte affinité pour l'oxygène à haute température, représentent de véritables inconvénients en prothèse fixée pour sa mise en forme par coulée et son assemblage par soudure. Par conséquent, le titane a de la peine à s'imposer dans ce domaine en Europe et les champions de son utilisation sont à l'heure actuelle les Japonais, qui ont su développer des solutions techniques capables de surmonter les difficultés de base liées à la coulée de ce métal (55) : spécificité des revêtements compensateurs et des machines de coulée...

En outre, les procédés d'usinage du titane par Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur, développés plus récemment, apparaissent comme une alternative intéressante aux méthodes de coulée. En effet, ils peuvent fabriquer des éléments prothétiques fixés d'une finition exceptionnelle avec une précision de 15 μm . De plus, la mise au point de nouvelles céramiques adaptées au titane permet de réaliser des couronnes céramo-titane tout à fait satisfaisantes esthétiquement et mécaniquement.

Ces nombreux progrès ont incontestablement permis au biomatériau titane de trouver sa place en prothèse fixée, même si son utilisation n'est pas encore optimale. Pour l'heure, le titane apparaît désigné pour assurer le relais entre la génération des restaurations métalliques et céramo-métalliques et celle des restaurations céramo-céramiques (23) qui permettra d'aboutir à une biocompatibilité et une esthétique inégalables...

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1 : Photo d'un plot de titane utilisé pour la coulée	8
Figure 2 : Composition chimique du titane "commercialement pur"	10
Figure 3 : Propriétés comparées des différents alliages de titane	15
Figure 4 : Propriétés mécaniques du TCP	22
Figure 5 : Les enthalpies libres standard de formation des oxydes de différents métaux	24
Figure 6 : Schéma d'une machine par pression-dépression	40
Figure 7 : Photo de la machine DOR-A-MATIC® (Schütz Dental).....	41
Figure 8 : Schéma d'une machine à fusion à l'arc et injection centrifuge	43
Figure 9 : Tableau récapitulatif des systèmes de fusion et de coulée du titane.....	44
Figure 10 : Photo du Trans X (Schütz Dental).....	49
Figure 11 : Photo d'un lingotin T-Blank de TCP de grade 2	57
Figure 12 : Photo d'une vue d'ensemble de l'unité de « scannage »	58
Figure 13 : Photo du positionneur pour le modèle à enregistrer	59
Figure 14 : Photo d'une vue d'ensemble de l'unité d'usinage	59
Figure 15 : Photo de l'unité d'usinage cinq axes	60
Figure 16 : Photo d'un bridge céramo-titane 4 éléments + deux couronnes unitaires	65
Figure 17 : Photo de la soudeuse laser ALP 50 Professional (METALOR).....	71
Figure 18 : Adhésion comparée de différentes céramiques basse fusion sur titane.....	80
Figure 19 à Figure 39 : Photos du cas clinique	88

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. ABULIUS R et JAKUBOWICZ-KOHEN B.

Le fraisage en prothèse implantaire.
Stratégie Prothétique 2006;**6**(4):291-305.

2. AL-FADDA SA, ZARB GA et FINER Y.

A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthodontic frameworks.
Int J Prosthodont 2007;**20**(2):125-131.

3. AL WAZZAN KA et AL HUSSAINI IS.

The influence of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium alloy on the final shade of low-fusing porcelain.
J Contemp Dent Pract 2007;**8**(2):97-104.

4. AL WAZZAN KA et AL NAZZAWI AA.

Marginal and internal adaptation of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium alloy cast restorations.
J Contemp Dent Pract 2007;**8**(1):19-26.

5. ASSAF A, NAFFAH N, DAAS M et KHOURY P.

Procera All Titan : conception et analyse.
Art Tech Dent 2001;**12**(2):81-86.

6. ASSAL P, ASSAL J et ARNAUD C.

La technique All-in-One®. Armatures de précision pour ponts sur implants.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 2001;**111**:712-718.

7. ASSOCIATION TITANE.

La mise en œuvre du titane.
Recueil de conférence, Birmingham, octobre 1995, 145 p.

8. ATTAL JP et PICARD B.

Titane : biomatériau implantaire.

Inf Dent 1997;**79**(31):2189-2192.

9. AUBRY C.

Titane : mode d'emploi.

Tech Dent 2002;**188**(30):17-21.

10. BARTHELEMY P et BARRET JF.

Prothèses monoblocs céramo-titane unitaires et plurales.

Cah Prothèse 2005;**132**:61-66.

11. BEHLOULI A.

La corrosion des alliages dentaires en milieu buccal.

Stratégie Prothétique 2003;**3**(1):19-27.

12. BITTY MJ, DESCHAUMES C, REY PD et coll.

Contribution à l'étude de la fiabilité des armatures en alliage base-titane moulées au laboratoire de prothèse dentaire : approche du taux et de la localisation des porosités.

J Biomater Dent 1998;**13**:25-32.

13. BONDIOLI IR et BOTTINO MA.

Evaluation of shear bond strength at the interface of two porcelains and pure titanium injected into the casting mold at three different temperatures.

J Prosthet Dent 2004;**91**(6):541-547.

14. BURDAIRON G, ATTAL JP, MOULIN P et COHEN F.

Le titane et ses alliages en prothèse.

Cah Prothèse 1993;**81**:90-102.

15. CAI Z, BUNCE N, NUNN ME et OKABE T.

Porcelain adherence to dental cast CP titanium : effects of surface modifications.

Biomaterials 2001;**22**(9):979-986.

16. CAI Z, NAKAJIMA H, WOLDU M et coll.

In vitro corrosion resistance of titanium made using different fabrication methods.

Biomaterials 1999;**20**(2):183-190.

17. CHAI T et CHOU CK.

Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions.

J Prosthet Dent 1998;**79**(4):483.

18. CHAUSSE L.

Ponts complets implanto-portés Procera : étude de cas.

J Dent Qué 2003;**40**:460-464.

19. CHEYLAN JM et ARCHIEN C.

Biocompatibilité des métaux, alliages et céramiques dentaires.

Réal Clin 2005;**16**(2):169-186.

20. CHOMET F, MARTIN B et LELIEVRE F.

Restauration métallo-céramique sur titane.

Synergie Prothétique 2000;**2**(1):31-40.

21. DAVARPANAH M, MARTINEZ H, KEBIR M et TECUCIANU JF.

Manuel d'implantologie clinique.

Paris : CdP, 2000.

22. DEGORCE T.

Actualité et perspectives du titane en odontologie : propriétés et applications cliniques.

Inf Dent 1994a;**76**(24):2057-2064.

23. DEGORCE T.

Actualité et perspectives du titane en odontologie : mise en forme du matériau.

Inf Dent 1994b;**76**(26):2257-2264.

24. DEGORCE T.

La céramique pour titane.

Prothèse Dent 1995;**99**:13-17.

25. DESCHAUMES C, EL MOHTARIM B et MORENAS M.

Le titane coulé : vitesse de refroidissement et caractéristiques mécaniques.

Cah Prothèse 1997;**98**:34-44.

26. EISENBURGER M et ADDY M.

Radiological examination of dental castings – a review of the method and comparisons of the equipment.

J Oral Rehabil 2002;**29**(7):609-614.

27. ELIOPOULOS D, ZINELIS S et PAPADOPOULOS T.

Porosity of cpTi casting with four different casting machines.

J Prosthet Dent 2004;**92**(4):377-381.

28. ERIKSSON M, ANDERSSON M et CARLSTRÖM E.

Titanium dental copings prepared by a powder metallurgy method : a preliminary report.

Int J Prosthodont 2004;**17**(1):11-16.

29. FONSECA JC, HENRIQUES GEP, SOBRINHO LC et DE GOES MF.

Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminium-vanadium copings.

Dent Mater 2003;**19**(7):686-691.

30. GAL JY, FOVET Y, LAPEYRE L et TOUMELIN-CHEMLA F.

Influence du pH et de la teneur en fluor sur la corrosion du titane en titane (IV).

J Biomater Dent 1998;**13**:33-42.

31. GUILIN Y, NAN L, YOUSHENG L et YINING W.

The effects of different types of investments on the alpha-case layer of titanium castings.

J Prosthet Dent 2007;**97**(3):157-164.

32. GUTTAL SS et PATIL NP.

Effect of sprue design on the castability and internal porosity in pure titanium castings.

Quintessence Int 2007;**38**(2):e78-e82.

33. GUYONNET JJ, CHAMPION J, GREGOIRE G et coll.

Les alliages dentaires. Les dossiers de l'ADF.

Paris : Association Dentaire Française, 2004.

34. HELFER M, HELFER JL et ETIENNE JM.

Gagner le pari de la passivité en prothèse implantaire.

Stratégie Prothétique 2006;**6**(5):371-384.

35. HELLDEN LB, ERICSON G et OLSSON CO.

Le concept implanto-prothétique Cresco : une technologie pour suprastructures sans pilier et avec adaptation passive.

Parodont Dent Rest 2005;**25**:89-94.

36. HERAUD JE et SIGNORET R.

De l'allergie au titane en odontologie.

Inf Dent 1997;**79**(16):1083-1085.

37. HOTTA Y, MIYAZAKI T, FUJIWARA T et coll.

Durability of tungsten carbide burs for the fabrication of titanium crowns using dental CAD/CAM.

Dent Mater J 2004;**23**(2):190-196.

38. HRUSKA AR.

Soudage du titane dans la cavité buccale.

Odontologia 1987;**5**:311-316.

39. HSU HC, KIKUCHI H, YEN SK et NISHIYAMA M.

Evaluation of different bonded investments for dental titanium casting.

J Mater Sci Mater Med 2007;**18**:605-609.

40. IIJIMA 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.

41. KAVO (Laboratoire).

Le KaVo Everest®. Système CAD/CAM. Brochure d'information technique.

<http://www.kavo.fr>

42. 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.

43. KUPHASUK C, OSHIDA Y, ANDRES CJ et coll.

Electrochemical corrosion of titanium and titanium-based alloys.

J Prosthet Dent 2001;**85**(2):195-202.

44. KURDYK B.

Le titane en prothèse composite.

Cah Prothèse 1996;**93**:72-80.

45. KURDYK B.

De l'usage du titane en prothèse dentaire.

Inf Dent 1997a;**79**(16):1073-1081.

46. KURDYK B.

La soudure du titane.

Inf Dent 1997b;**79**(36):2595-2598.

47. KURDYK B.

Le polissage du titane.

Inf Dent 1997c;**79**(36):2601-2603.

48. LEMOUNIER-VAN HEMERT F.

Formage du titane appliqué à l'odontologie.

Thèse : 3^{ème} cycle Sci Odontol, Nantes, 1992.

49. LIU PR.

A panorama of dental CAD/CAM restorative systems.

Compend Contin Educ Dent 2005;**26**(7):507-517.

50. LOUIS JP, MAEDER Y et REYNETTE R.

La coulée du titane pur : le système Ohara® et ses applications odontologiques. 3^{ème} partie.

Rev Fr Prothèse Dent 1990;**12**:89-93.

51. LUCCHINI JP, BRUNNEL D et LAVIGNE J.

Utilisation du titane pur coulé en implantologie. Techniques de laboratoire et applications cliniques.

Cah Prothèse 1992;**1**:73-86.

52. MARKLUND S, BERGMAN B, HEDLUND SO et NILSON H.

An intraindividual clinical comparison of two metal-ceramic systems: a 5-year prospective study.

Int J Prosthodont 2003;**16**(1):70-73.

53. MATSUNO S.

A study on corrosion of dental titanium alloys.

Shikwa Gakuho 1987;**87**(8):1141-1152.

54. MEYER JM.

Le titane en dentisterie : quels développements jusqu'à ce jour ?

J Biomater Dent 1993;**8**:5-30.

55. MEYER JM, SUSZ C et RECLARU L.

Le point sur les alliages en 2002.

J Biomater Dent 2002;**17**:7-36.

56. 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.

57. 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.

58. OHKUBO C, HOSOI T, FORD JP et WATANABE I.

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

59. OHKUBO C, WATANABE I, FORD JP et coll.

The machinability of cast titanium and Ti-6Al-4V.
Biomaterials 2000;**21**(4):421-428

60. ÖRTORP A et JEMT T.

Développement des armatures en titane pour la prothèse implantaire.
Implant 2001;**7**(3):169-175.

61. ÖRTORP A et JEMT T.

Clinical experience of CNC-milled titanium frameworks supported by implants in the edentulous jaw : a 3-year interim report.
Clin Implant Dent Relat Res 2002;**4**(2):104-109.

62. PÄSSLER K.

Titan in der zahnärztlichen Prothetik.
Zahntechnik 1993;**3**:1-7.

63. PIERRE A et DERRIEN G.

Couronnes céramométalliques.
Encycl Méd Chir (Paris), Odontologie, 23-230-C-10, 2002, 7.

64. PIERRE D, ABOUT R et LEMAITRE S.

La passivité prothétique grâce au concept Cresco™.
Stratégie Prothétique 2007;7(5):369-376.

65. PRAUD C, MARTIN B, CHOMET F et LELIEVRE F.

Prothèse métallo-céramique sur titane : illustration clinique.
Synergie Prothétique 2000;2(3):203-212.

66. QUINQUIS P, BATIFOUYE-CELHAY C et COLAT-PARROS J.

Le titane : un matériau de choix ?
J Biomater Dent 1993;8:31-48.

67. RAVNHOLT G.

Corrosion current and pH rise around titanium coupled to dental alloys.
Scand J Dent Res 1988;96(5):466-472.

68. ROACH M.

Base metal alloys used for dental restorations and implants.
Dent Clin North Am 2007;51(3):603-627.

69. ROGGENSACK M, WALTER MH et BÖNING KW.

Studies on laser and plasma-welded titanium.
Dent Mater 1993;9(2):104-107.

70. ROUACH T.

Edentement postérieur : choix du pilier implantaire.
Inf Dent 2006;88(36):2215-2219.

71. REY JP.

Le problème du bimétallisme sur prothèse implantaire.
Implantodontie 1995;17:5-9.

72. SADEQ A, CAI Z, WOODY RD et MILLER AW.

Effects of interfacial variables on ceramic adherence to cast and machined commercially pure titanium.

J Prosthet Dent 2003;**90**(1):10-17.

73. SRIMANEEPONG V, YONEYAMA T, KOBAYASHI 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 2007, doi:10.1016/j.dental.2007.10.002.

74. SRINIVAS REDDY E, PATIL NP, GUTTAL SS et JAGADISH HG.

Effect of different finishing and polishing agents on the surface roughness of cast pure titanium.

J Prosthodont 2007;**16**(4):263-268.

75. STEINBERG D, SELA MN, KLINGER A et KOHAVI D.

Adhesion of periodontal bacteria to titanium and titanium alloy powders.

Clin Oral Implants Res 1998;**9**:67-72.

76. SUAREZ MJ, LOZANO JFL, SALIDO MP et MARTINEZ F.

Marginal fit of titanium metal-ceramic crowns.

Int J Prosthodont 2005;**18**(5):390-391.

77. TAKAHASHI J, KITAHARA K et KUBO F.

Phosphate-bonded ZrSiO₄ investments added with ZrC and ZrN for casting titanium.

Dent Mater J 2004;**23**(3):314-320.

78. TOQUE G, LAPLANCHE O, ETTORE JR et ZERBIB C.

Composants prothétiques et connexions en prothèse sur implants.

Cah Prothèse 2007;**140**:33-42.

79. TOUMELIN-CHEMLA F.

Propriétés électrochimiques des alliages métalliques utilisés en odontologie.

Encycl Méd Chir (Paris), Odontologie, 23-063-C-10, 1998, 7.

80. TOUMELIN-CHEMLA F, ROUELLE F et BURDAIRON G.

Corrosive properties of fluoride-containing odontologic gels against titanium.

J Dent 1996;**24**:109-115.

81. TROIA MG Jr, HENRIQUES GEP, MESQUITA MF et FRAGOSO WS.

The effect of surface modifications on titanium to enable titanium-porcelain bonding.

Dent Mater 2007, doi:10.1016/j.dental.2007.01.009.

82. TROIA MG Jr, HENRIQUES GEP, NOBILO MAA et MESQUITA MF.

The effect of thermal cycling on the bond strength of low-fusing porcelain to commercially pure titanium and titanium-aluminium-vanadium alloy.

Dent Mater 2003;**19**(8):790-796.

83. WALTER MH.

Utilisation universelle du titane en dentisterie : perspective ou réalité ?

Implantodontie 1995;**17**:11-17.

84. WANG RR et FENTON A.

Titanium for prosthodontic applications : a review of the literature.

Quintessence Int 1996;**27**(6):401-408.

85. WATANABE K, MIYAKAWA O, TAKADA Y et coll.

Casting behavior of titanium alloys in a centrifugal casting machine.

Biomaterials 2003;**24**(10):1737-1743.

86. WATANABE I, KIYOSUE S, OHKUBO C et coll.

Machinability of cast commercial titanium alloys.

J Biomed Mater Res (Appl Biomater) 2002;**63**:760-764.

87. WATANABE I, WATAHA JC, LOCKWOOD PE et coll.

Cytotoxicity of commercial and novel binary titanium alloys with and without a surface-reaction layer.

J Oral Rehabil 2004;**31**(2):185-189.

88. WITKOWSKI S, KOMINE F et GERDS T.

Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques.

J Prosthet Dent 2006;**96**(1):47-52.

89. YAMAGISHI T, ITO M et FUJIMURA Y.

Mechanical properties of laser welds of titanium in dentistry by pulsed Nd:YAG laser apparatus.

J Prosthet Dent 1993;**70**(3):264-273.

90. YAN M et TAKAHASHI H.

Titanium casting using commercial phosphate-bonded investments with quick heating method.

Dent Mater J 2006;**25**(2):391-398.

91. ZAVANELLI RA, GUILHERME AS, PESSANHA-HENRIQUES GE et coll.

Corrosion-fatigue of laser-repaired commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy under different test environments.

J Oral Rehabil 2004;**31**(10):1029-1034.

92. ZHANG Z, TAMAKI Y, HOTTA Y et MIYAZAKI T.

Novel method for titanium crown casting using a combination of wax patterns fabricated by a CAD/CAM system and a non-expanded investment.

Dent Mater 2006;**22**(7):681-687.

93. 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.

94. ZINELIS S, TSETSEKOU A et PAPADOPOULOS T.

Thermal expansion and microstructural analysis of experimental metal-ceramic titanium alloys.

J Prosthet Dent 2003;**90**(4):332-338.

ANNEXES

Re: URGENT : DEMANDE D'AUTORISATION DE REPRODUCTION

De : **Jean-Marc Meyer** (Jean-Marc.Meyer@medecine.unige.ch)

Envoyé : mer. 27/02/08 17:39

À : marie dronet (marie_dronet@hotmail.fr)

Chère Madame,

Merci de votre demande.

Je vous l'accorde bien volontiers, pour autant que vous fassiez référence à la publication d'où ces documents sont tirés, et que vous me mentionniez l'Université dans laquelle vous préparer cette thèse.

Avec mes meilleures salutations,

Jean-Marc Meyer

Quoting marie dronet <marie_dronet@hotmail.fr>:

>
> Monsieur,
>
> je souhaiterais utiliser dans le cadre de ma thèse en
> Chirurgie-Dentaire intitulée
> "intérêt et apport du titane en prothèse fixée" des schémas de
> l'article ci-dessous.
> Dans l'attente de votre accord.
> Avec mes remerciements, sincères salutations.
>
> Marie Dronet
>
> Références:
> MEYER JM
> Le titane en dentisterie : quels développements jusqu'à ce jour?
> J Biomater Dent 1993;8:5-30.
>
> Tableau III p9 (systèmes de fusion et de coulée du titane)
> Figure 1 p10 (schéma d'une machine statique à pression-aspiration
> (d'après le système Cyclarc de Morita))
> Figure 2 p11 (schéma d'une machine à fusion à l'arc et injection
> centrifuge (d'après le système Ticast Super R de Kobelco/Selec))

	N°
<p>DRONET Marie – Intérêt et apport du titane en prothèse fixée – 119 f. ; ill. ; tabl. ; 94 ref. ; 30 cm. (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2008)</p>	
<p><u>RESUME</u> :</p> <p>De par leurs propriétés physico-chimiques et biologiques remarquables, le titane et ses alliages tentent d’être une alternative aux alliages précieux à base d’or et aux alliages non-précieux nickel-chrome et cobalt-chrome en prothèse fixée. Ils peuvent être utilisés aussi bien en technique métallique conventionnelle qu’en technique céramo-métallique, ainsi qu’en prothèses composite et supra-implantaire. Toutefois, la mise en forme du titane doit répondre à un cahier des charges rigoureux, entraînant des difficultés de manipulation et une lourdeur de l’investissement technique. C’est pourquoi, l’utilisation du titane et de ses alliages en prothèse fixée reste modeste et sera sans doute dépassée par la banalisation des couronnes céramo-céramiques dans les années à venir.</p>	
<p><u>RUBRIQUES DE CLASSEMENT</u> : Biomatériaux – Prothèse conjointe</p>	
<p><u>MOTS-CLES BIBLIODENT</u> : Titane – Prothèse conjointe – Matériaux</p>	
<p><u>MOTS-CLES MESH</u> : Titanium – Dental prosthesis – Dental Materials Titane – Prothèse dentaire – Matériaux dentaires</p>	
<p><u>JURY</u> : Président : Monsieur le Professeur Bernard GIUMELLI Assesseur : Monsieur le Docteur Eric CHABERLIN Assesseur : Monsieur le Docteur Pierre LAYROLLE Directeur : <u>Monsieur le Docteur Yves AMOURIQ</u></p>	
<p><u>ADRESSE DE L’AUTEUR</u> : 10, rue Deurbroucq 44000 NANTES marie_dronet@hotmail.fr</p>	