

UNIVERSITE DE NANTES
UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Année:2003

N° :

**LE TITANE EN ODONTOLOGIE
SES APPLICATIONS EN PROTHESE**

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

présentée
et soutenue publiquement par

Valériane GIGOU

Le 14 avril 2003 devant le jury ci-dessous

Président : Monsieur le professeur Alain JEAN
Assesseur : Monsieur le professeur Bernard GIUMELLI
Assesseur : Madame le docteur Brigitte Peron
Assesseur : Monsieur le docteur Afchine SAFFARZADEH

Directeur de thèse : Monsieur le docteur Henry LOGET

LE TITANE EN ODONTOLOGIE,
SES APPLICATIONS EN PROTHESE.

PLAN

PLAN

INTRODUCTION	p8
1- PRESENTATION DU METAL.....	p10
1-1- Généralités	p11
1-1-1- Historique	p11
1-1-2- Du minerai aux applications techniques du titane	p13
1-2- Le titane et ses alliages	p18
1-2-1- Le titane « commercialement pur », les grades de titane	p18
1-2-2- Les formes d'alliage du titane	p19
1-2-2-1- Structure du titane pur	p20
1-2-2-2- Les éléments ajoutés	p21
1-2-2-2-1- Eléments alphas.....	p21
1-2-2-2-2- Eléments bêtas.....	p22
1-2-2-2-2-1- Eléments bêta-eutectoïdes.....	p22
1-2-2-2-2-2- Eléments bêta-isomorphes.....	p22
1-2-2-2-3- Eléments neutres.....	p22
1-2-2-3- Rôle et influence des éléments d'alliage et d'addition.....	p24
1-2-2-4- Les trois types d'alliages de titane	p26
1-3- Propriétés du titane	p29
1-3-1- Propriétés physiques du titane	p29
1-3-1-1- Propriétés propres à la structure massique globale	p29
1-3-1-1-1- Masse spécifique	p29
1-3-1-1-2- Dureté	p30
1-3-1-2- Caractéristiques mécaniques	p31
1-3-1-2-1- Caractéristiques de traction	p31
1-3-1-2-1-1- Module d'élasticité	p31
1-3-1-2-1-2- Limite élastique	p32
1-3-1-2-1-3- Résistance à la traction	p33
1-3-1-2-1-4- Allongement à la rupture	p33

1-3-1-2-2- Caractéristiques de fatigue.....	p33
1-3-1-2-3- Influence des éléments d'addition sur les propriétés mécaniques du titane.....	p33
1-3-1-3- Adhésivité, mouillabilité	p35
1-3-1-4- Propriétés thermiques	p35
1-3-1-4-1- Température de fusion	p35
1-3-1-4-2- Conductibilité thermique	p36
1-3-1-4-3- Coefficient de dilatation linéaire	p36
1-3-1-4-4- Point de transformation allotropique	p37
1-3-1-4-5- Chaleur spécifique	p37
1-3-1-4-6- Traitements thermiques.....	p37
1-3-1-5- Propriétés magnétiques	p38
1-3-1-6- Propriétés de surface	p39
1-3-1-6-1- Couche de passivation	p40
1-3-1-6-2- Corrosion du titane	p40
1-3-1-6-2-1- Corrosion oxydante ou réductrice en milieu buccal	p40
1-3-1-6-2-2- Corrosion galvanique	p41
1-3-1-6-2-3- Corrosion en milieu acide fluoré	p41
1-3-1-6-2-4- Cas de la résistance à la corrosion du titane dans les conditions implantaires.....	p42
1-3-2- Propriétés biologiques	p43
1-3-2-1- Définition d'un matériau biologique	p43
1-3-2-2- La biocompatibilité du titane.....	p43
1-3-2-2-1- Etudes sur la toxicité tissulaire du titane.....	p44
1-3-2-2-2- Etudes sur les réactions immunitaires ou allergiques.	
1-3-2-2-3- Etudes sur le potentiel mutagène ou cancérigène du titane.....	p45
1-3-2-2-4- Etudes sur le titane et la plaque dentaire.....	p45
1-3-3- Autres caractéristiques du titane.....	p46
1-3-3-1- La neutralité de goût	p46
1-3-3-2- Aspect esthétique du titane.....	p46

2- LE TITANE AU LABORATOIRE.....	p48
2-1- Généralités sur le travail des métaux	p49
2-1-1-Matériaux utilisés en odontologie	p49
2-1-2- Les procédés de mise en forme	p49
2-1-3- Différentes notions importantes	p50
2-1-3-1- La rhéologie	p50
2-1-3-2- La diffusion	p50
2-1-3-3- La déformation des métaux	p51
2-2- La mise en forme du titane	p51
2-2-1- La coulée métallique	p51
2-2-1-1- Principe général	p51
2-2-1-2- Les difficultés propres au titane	p53
2-2-1-2-1- Généralités.....	p53
2-2-1-2-2- Complément d'étude sur l'alpha-case.....	p53
2-2-1-3- Revêtements compensateurs utilisés pour la coulée du titane	
2-2-1-3-1- Exigences	p55
2-2-1-3-2- Composition	p55
2-2-1-3-2-1- Généralités	p55
2-2-1-3-2-2- Les revêtements compensateurs utilisés	
pour la coulée du titane	p56
2-2-1-4- Les systèmes de fusion et de coulée du titane	p58
2-2-1-4-1- Fusion à l'arc à l'électrode consommable sous vide	
2-2-1-4-2- Fusion par induction	p59
2-2-1-4-3- Systèmes statiques par pression/aspiration	p60
2-2-1-4-4- Systèmes rotatifs	p61
2-2-1-5- Les traitements thermiques	p63
2-2-1-5-1- Les différents traitements thermiques	p63
2-2-1-5-2- Influence de la vitesse de refroidissement sur les	
propriétés du titane coulé	p64
2-2-1-6- Finition des pièces coulées	p65
2-2-1-7- Les problèmes liés à la coulée	p66
2-2-1-7-1- Description.....	p66
2-2-1-7-1-1- Rugosité superficielle.....	p66
2-2-1-7-1-2- Porosités internes.....	p66

2-2-1-7-1-3- Coulées incomplètes.....	p67
2-2-1-7-2- Inspection des porosités du titane coulé : la radiographie.....	p68
2-2-2- La mise en forme par déformation	p71
2-2-2-1- Application de la superplasticité du titane : le formage à chaud	
2-2-2-1-1- Définition de la superplasticité.....	p71
2-2-2-1-2- Conditions particulières d'application de la superplasticité.....	p72
2-2-2-1-3- Intérêt de la superplasticité	p72
2-2-2-1-4- Concernant le titane	p73
2-2-2-2- Le formage à froid	p73
2-2-2-2-1- Le formage par explosif	p73
2-2-2-2-2- Le formage électrohydraulique	p74
2-2-2-2-3- Le formage électromagnétique	p74
2-2-3- L'électroérosion	p77
2-2-3-1- Le principe	p77
2-2-3-2- L'usinage par pénétration ou électrosoustraction	p77
2-2-3-3- L'usinage par découpage à fil	p78
2-2-4- Les méthodes d'usinage mécanique direct	p79
2-2-4-1- Les méthodes CFAO	p79
2-2-5- Les techniques d'assemblage du titane	p80
2-2-5-1- Le soudage au laser	p81
2-2-5-1-1- Généralités.....	p82
2-2-5-1-2- Caractéristiques du soudage au laser	p83
2-2-5-1-3- Les applications	p84
2-2-5-2- Le soudage au micro plasma	p85
2-2-5-3- Le brasage par infrarouge et la soudure intra buccale	p86
2-2-5-3-1- Le brasage par infrarouge	p86
2-2-5-3-2- La soudure intra buccale.....	p87

3- LE TITANE EN PROTHESE A L'HEURE ACTUELLE.....	p88
3-1- Le titane en prothèse conjointe	p88
3-1-1- Les procédés actuellement commercialisés	p88
3-1-1-1- Les systèmes de coulée.....	p88
3-1-1-1-1- Systèmes statiques à pression/aspiration	p89
3-1-1-1-2- Les frondes	p92
3-1-1-2- L'usinage : les systèmes de confection et de fabrication assistés par ordinateur (CFAO).....	p93
3-1-1-2-1- Le D.C.S Titan® de D.C.S.....	p93
3-1-1-2-2- Le Pro 50® de Cynovad	p95
3-1-1-3- Comparaison entre technique coulée et usinée.....	p97
3-1-1-3-1- Avantages et inconvénients de la coulée du titane.....	p97
3-1-1-3-2- Avantages et inconvénients du titane usiné.....	p97
3-1-2- Le problème de la céramique pour titane	p98
3-1-2-1- Les céramiques pour titane	p98
3-1-2-1-1- Caractéristiques optiques	p99
3-1-2-1-2- Caractéristiques physiques.....	p99
3-1-2-1-3- Caractéristiques chimique.....	p99
3-1-2-2- Construction d'une céramo-titane	p100
3-1-2-3- Un exemple concret actuel : la céramique Tricéram®	p101
3-1-3- Coulée des supra-structures en titane sur implant	p102
3-2- Le titane en prothèse adjointe	p103
3-2-1- La prothèse adjointe complète	p103
3-2-1-1- Intérêt de l'utilisation du titane	p104
3-2-1-2- Les paramètres de réalisation au laboratoire	p104
3-2-1-2-1- Coulée des armatures de prothèse adjointe complète en titane	p104
3-2-1-2-2- Le formage électromagnétique pour l'élaboration de plaque de prothèse adjointe complète en titane	p104
3-2-2- La prothèse adjointe partielle	p105
3-2-2-1- Les paramètres de réalisation au laboratoire	p105
3-2-2-2- La fiabilité du titane coulé en prothèse adjointe partielle	

3-3- Le titane en prothèse composite	p110
3-4- Le titane en prothèse maxillo-faciale	p112
CONCLUSION.....	p113
ANNEXES.....	p115
TABLE DES ILLUSTRATIONS.....	p116
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	p118

INTRODUCTION

Le titane et ses alliages, depuis les années 60, connaissent un développement grandissant, dans les différents domaines de la science des matériaux. Les propriétés très intéressantes du titane, tant sur le plan physico-chimique que biologique, expliquent ce succès, avec une croissance annuelle depuis trois décennies d'environ 10% dans les domaines alimentaires, chimiques, aéronautiques, industriels et médicaux.

L'avènement du titane en Odontologie, répond à deux phénomènes : tout d'abord l'essor de l'implantologie, domaine dans lequel le titane a montré sa fiabilité sans égale au travers de nombreuses études longitudinales à long terme ; ensuite la biocompatibilité, notion à laquelle on attache aujourd'hui la plus grande importance.

Le titane et ces alliages ont déjà montré leurs propriétés intéressantes dans plusieurs disciplines odontologiques. Ainsi, en orthodontie, plusieurs alliages de titane ont été exploités, avec notamment le Nickel-Titane sous forme de fils ou de ressorts, pour ses propriétés de mémoire de forme et de superplasticité.

Aussi, l'utilisation du titane et de ses alliages, étendue à toutes les disciplines odontologiques, permettrait-il à long terme d'éviter le polymétallisme dans la cavité buccale, en ne faisant appel qu'à un seul métal ?

C'est en prothèse que l'utilisation du titane a posé le plus de problèmes, tant les techniques de mises en œuvre spécifiques et rigoureuses ont été longues à mettre en place. En effet, chaque pièce prothétique, unique quant à sa forme et à sa taille, se doit néanmoins de conserver les caractéristiques mécaniques du matériau et de ne subir aucune altération dommageable de ces propriétés physico-chimiques avant la mise en bouche.

La technique dans ce domaine, a déjà permis de réaliser de nombreux progrès.

Dans cet exposé, les caractéristiques spécifiques du titane seront décrites, en énumérant de façon classique ses propriétés.

Les différentes techniques de mise en forme (expérimentales ou avérées) au laboratoire de prothèse seront ensuite exposées.

La troisième partie de ce travail détaillera les différentes applications du titane et de ses alliages en prothèse à l'heure actuelle.

1- PRESENTATION DU METAL

1- PRESENTATION DU METAL :

1-1- Généralités:

1-1-1- Historique :

En 1790, le révérend William GREGOR découvre le titane sur la côte de Cornouailles dans des terrains sablonneux noirs. De ce sable, il isole 45% d'une substance rouge, soluble dans l'acide sulfurique, et qu'il nomme la ménachanite (43).

Il faudra ensuite attendre 1799 pour que l'on s'intéresse à cette substance, grâce au chimiste allemand KLAPROTH qui lui, découvrit un nouvel oxyde dans un échantillon hongrois de tourmaline rouge. Cet oxyde et la ménachanite ne faisait qu'un et il décida de le nommer titane, du grec *titanos*, marne, mélange naturel d'argile et de calcaire.

Isoler le titane de ses autres composés n'était pas chose facile.

En 1855, a eu lieu le premier essai de préparation du titane, mais c'est en 1895, avec la mise au point du four électrique de Moissan que l'on isola le métal de son minerai.

En 1910, l'américain HUNTER, obtint les premières quantités de titane presque pur par réduction du tétrachlorure de titane par le sodium.

Ce n'est qu'en 1940 qu'un chimiste luxembourgeois, KROLL mit au point un procédé de production industrielle dont l'opération fondamentale était la réduction du tétrachlorure de titane par du magnésium (fig.1).

Cette isolation tardive du titane explique notamment le caractère récent de sa production commerciale faisant de lui un matériau relativement jeune.

Ainsi les premiers alliages de titane ne virent le jour qu'en 1950.

Fig.1 : Schéma de la réduction du tétrachlorure de titane selon le procédé de Kroll, à l'aide de magnésium (d'après QUINQUIS, 1993) :

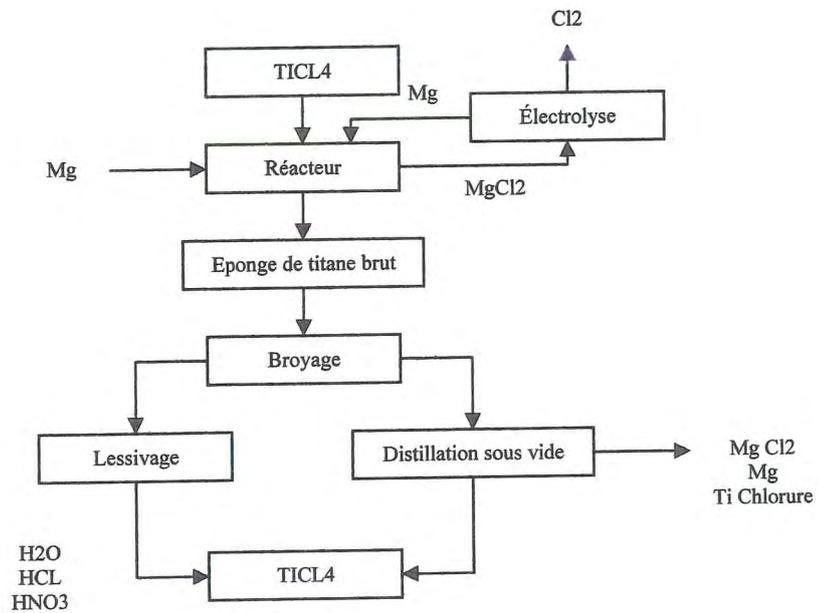


Fig. 2 : Image d'éponge de titane.



Fig. 3 : Image d'un plot (diamètre 30mm, 40g) de titane prêt à couler.



1-1-2- Du minerai aux applications techniques du titane :

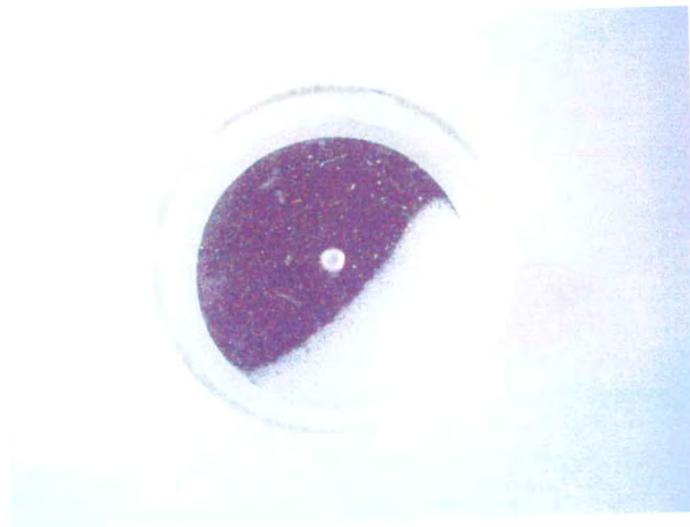
Dans la lithosphère, la teneur moyenne du titane est de 0,1 à 1%(0,44% en moyenne) (3,43). Le titane se classe quatrième dans la croûte terrestre après l'aluminium, le fer et le magnésium, sous forme de deux minerais :

- le rutile (fig. 4), forme naturelle du bioxyde de titane TiO_2 dont les principaux gisements se situent aux Etats-Unis et en Norvège.
- l'ilménite (fig. 5), titanate de fer impur TiO_3Fe ; beaucoup plus répandu que le rutile, que l'on trouve aux Etats-Unis, en Norvège, en Europe et au Canada

Fig. 4 : Image d'un bloc de rutile/hématite (Salvador de Bahia Brésil).



Fig. 5 : Image de poudre d'ilménite.



Les figures 2, 3, 4, et 5 sont des photographies réalisées au laboratoire de prothèse Lemouel à Angers.

Les minerais de titane sont donc abondants.

La production métallurgique mondiale annuelle était de 65 000 tonnes en 1998 (2).

Le champ d'application du titane et de ses alliages ne cesse de se développer depuis les années 50-60 dans les différents domaines de la science des matériaux.

Avant 1940 et le brevet de KROLL, il n'était pas possible de produire ce métal à des coûts raisonnables. Aujourd'hui encore, son coût unitaire apparaît élevé et son marché limité lorsque l'on fait des comparaisons de manière classique, avec les autres familles de matériaux (fig. 6).

Fig.6 : Tableau comparatif de la demande mondiale de différents métaux (d'après Association Titane) :

Métal	Demande mondiale (1000 tonnes)	\$/tonne
Acier	730 000	400
Aluminium	20 000	1 500
Aciers inox	13 000	2 000
Titane	50	18 000 à 25 000

Grâce aux progrès réalisés dans l'amélioration du procédé KROLL d'élaboration d'éponge de titane (fig.2) et dans ceux de la refusion d'éponge et de chutes pour la production de lingots (fig.3); une gamme très complète de titane « commercialement pur » et d'alliages a été créée. Ainsi, une gamme très étendue répond actuellement aux spécifications technico-économiques variées et aux besoins des concepteurs (fig. 7).

Les technologies d'usinage, de déformation (à chaud/à froid) et d'assemblage (soudage, brasage, collage) ont également beaucoup progressé (40).

Fig. 7 : Tableau illustrant sectoriellement les utilisateurs du titane (Selon une étude récente réalisée pour le compte du Ministère des Finances et de l'Industrie, sur le marché mondial) (d'après Association Titane) :

<u>MARCHE APPLICATIF</u>	<u>CONSOMMATION</u>
AERONAUTIQUE CIVILE	14 000-19 000 t
AERONAUTIQUE MILITAIRE	3 000-4 000 t
ENERGIE/CHIMIE	20 000-25 000 t
SPORT ET LOISIRS	3 000 t
BATIMENT	500 t
MEDICAL	800 t
AUTRES (dont lunetterie)	1000 t
<u>TOTAL</u>	<u>42 300-53 300 t</u>

Voici quelques exemples de secteurs d'activité et d'applications techniques, qui mettent à profit les caractéristiques du matériau :

- Aéronautique : dans la conception de turboréacteurs et de turbines à gaz pour leur exceptionnel rapport propriétés mécaniques/densité et leur bonne tenue en température jusqu'à 600°C.
- Automobile : on l'utilise pour sa faible densité dans la réalisation de soupapes de moteurs de véhicule de sport ou de course, ce qui permet de limiter l'inertie des pièces en mouvement et le poids du moteur par rapport au véhicule. Son module d'élasticité plus faible que celui de l'acier est exploité dans la conception des ressorts.

- Domaine militaire et civil : utilisation de nuances « low cost » à hautes propriétés mécaniques dans la réalisation de blindage.
- Sport : le titane y a trouvé un développement grâce à ses qualités de légèreté et de hautes propriétés mécaniques (clubs de golf, raquette de tennis, bicyclettes ...). Il bénéficie aussi d'une image de matériau noble.
- Bâtiment : le titane, parce qu'il est peu dense, inaltérable, résistant, et dont la teinte peut être ajustée par anodisation, permet de réaliser les couvertures ou structure de bâtiments de prestige.
- Horlogerie et lunetterie : le titane trouve un certain nombre d'applications pour la réalisation de produits « haut de gamme » dans ce secteur (léger, inaltérable, biocompatible).
- Médecine : son utilisation s'est d'abord portée vers la chirurgie orthopédique (prothèse totale de hanche, prothèse de genou) puis vers la chirurgie cardiaque et endovasculaire (stimulateurs cardiaque).
- Et en Odontologie, sujet de cet exposé, où depuis maintenant une vingtaine d'années il ne cesse de trouver de nouvelles applications au sein des différentes disciplines dentaires.
- On pourrait également citer l'industrie chimique, l'industrie de production d'énergie...

1-2- Le titane et ses alliages :

Symbole Ti, numéro atomique 22, poids atomique 48, il appartient au groupe IVb de la classification périodique des éléments de Mendeleïev.

Le titane peut se présenter sous plusieurs aspects, on le dit « commercialement pur », ou sous forme d'alliage de titane.

1-2-1- Le titane « commercialement pur », les grades de titane :

Le titane « commercialement pur » est en fait un matériau comprenant 99% de titane au moins (en phase alpha), le restant étant constitué par des impuretés dues aux procédures de fabrication (fig. 8). On trouve surtout de l'oxygène, de l'azote, du carbone et de l'hydrogène dont les quantités variables modifient les propriétés mécaniques et définissent 4 grades de titane (43).

Il est désigné par les lettres Ti (anciennement UT) suivi d'un chiffre correspondant sensiblement à la charge de rupture du métal à l'état de recuit, soit la valeur de la résistance à la traction en hbar (1hbar = 10 MPa) : le Ti 35 ou Ti 40 par exemple.

Fig. 8 : Composition chimique du Titane pur-DIN 17850 (d'après QUINQUIS, 1993):

Matériau		Composition chimique (masse en %)					
Abréviation	Numéro	Fer	O	N	C	H	Ti
Ti1	3.7025	0.15	0.12	0.05	0.06	0.013	Reste
Ti2	3.7035	0.20	0.18	0.05	0.06	0.013	Reste
Ti3	3.7055	0.25	0.25	0.05	0.06	0.013	Reste
Ti4	3.7065	0.30	0.35	0.05	0.06	0.013	Reste

Conformité aux normes :

Le titane est un métal pur conforme à la directive européenne CEE 93/42 sur les métaux et les alliages dentaires. Il est conforme aux normes DIN ISO 5832-2 et aux spécifications ASTM B 348-97. Marquage CE 0434.

1-2-2- Les formes d'alliage de titane :

Ils sont obtenus par l'ajout de certains composants, et les éléments ajoutés peuvent être classés en trois types selon la façon dont ils modifient la structure du titane.

Un alliage de ce type sera désigné par le symbole Ti suivi des symboles et des pourcentages des principaux éléments adjoints à cet alliage : le Ti90 Al6 V4 que l'on appelle le plus souvent le TA6V qui est l'alliage le plus utilisé en implantologie (6), ou le Ti87 Ni13, utilisé en orthodontie et en endodontie (21,33).

On peut d'ores et déjà noter que le titane pur ne peut répondre à des exigences mécaniques trop importantes et c'est pour cette raison que l'on chercha rapidement à mettre au point des alliages répondant à de telles exigences.

1-2-2-1- Structure du titane pur:

Les atomes du titane peuvent s'organiser selon 2 structures cristallographiques (fig. 9), la cristallographie du titane est donc dimorphe avec une transformation réversible (3, 40,43) :

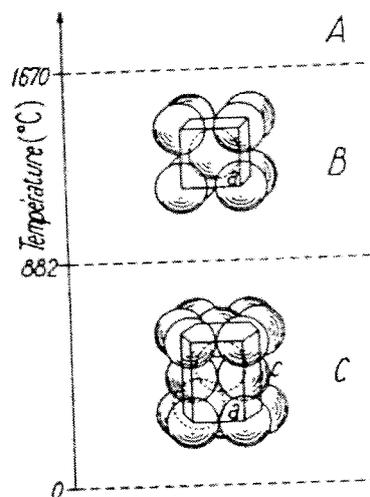
- la forme alpha, ou forme dite stable à froid s'organise selon le mode hexagonal compact.
- la forme bêta, avec un réseau cubique et une structure de type cubique centrée, c'est celle qui existe au dessus du point de transformation, et qui est stable à chaud. Le titane perd alors certaines propriétés mécaniques et sa résistance à la corrosion.

Différentes températures de transformation allotropique ont été rapportées (43) :

- Mac Quillan : $882^{\circ} \pm 5$;
- Edwards : $884^{\circ} \pm 3,5$;
- Duwez : $882^{\circ} \pm 4$.

On admettra communément la température de transformation du titane de $882,5^{\circ}$.

Fig. 9 : Schémas décrivant les différents réseaux allotropiques (d'après Association Titane) :



A : état liquide

B : phase bêta cubique centrée ($a = 0,332$ nm)

C : phase alpha hexagonale pseudo-compacte ($a = 0,2950$ nm, $c = 0,4682$ nm, $c/a = 1,587$)

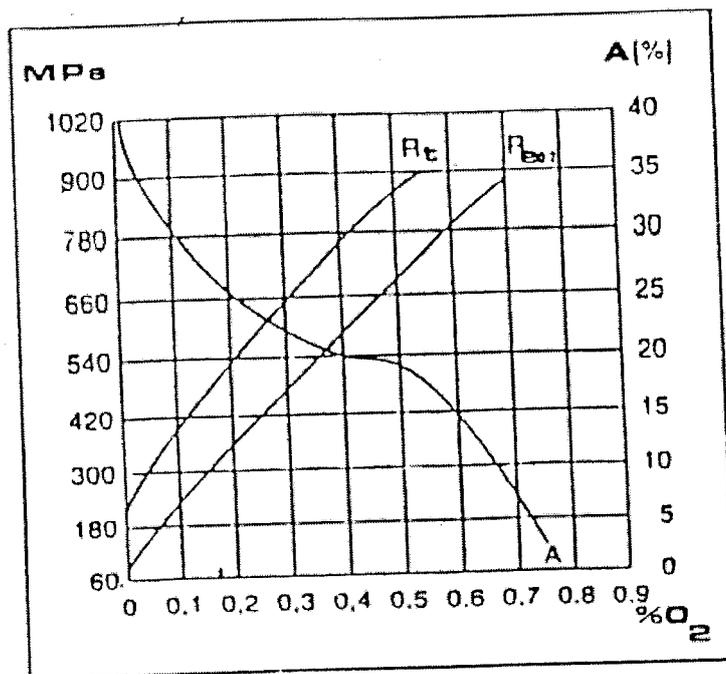
1-2-2-2- Les éléments ajoutés :

Grâce à l'adjonction d'un certain nombre d'éléments au titane, on peut faire varier la température de transformation et donc élargir le domaine d'existence de la phase alpha ou de la phase bêta.

1-2-2-2-1- Eléments alphagènes :

Ils élèvent la température de transformation allotropique, c'est-à-dire qu'ils maintiennent la cristallisation selon une structure hexagonale compacte au dessus de 882,5°C : ils sont peu nombreux, l'aluminium et l'étain en ce qui concerne les éléments métalliques, et l'oxygène (fig. 10), l'azote, le bore, et le carbone pour les éléments non métalliques.

Fig. 10 : Influence de la teneur en oxygène du titane pur sur la limite d'allongement, la résistance à la traction et l'allongement à la rupture (d'après QUINQUIS, 1993) :



A : allongement à la rupture.

Rt : résistance à la traction.

ReO² limite élastique 0,2 %

1-2-2-2-2- Eléments bêtagènes :

Ils abaissent la température de transformation allotropique, ils maintiennent la forme bêta sous 882,5°C et augmentent donc le domaine de la phase bêta. On distingue alors 2 sous groupes.

1-2-2-2-2-1- Eléments bêta-isomorphes :

Ce sont des éléments métalliques comme V, Nb, Mo, Ta (voir annexe).

Ils cristallisent dans la structure cubique centrée et ont un rayon atomique proche de celui du titane bêta. Ils sont de ce fait totalement miscibles avec lui à haute température. Ils abaissent le point de transformation sans réaction annexe. Si la teneur en élément d'addition est suffisamment élevée, la phase bêta peut être stabilisée à température ambiante.

1-2-2-2-2-2- Eléments bêta-eutectoïdes :

Ce sont par exemple le Fe, Ni, Co, Cu, Mn, Ag, Au, Cr (voir annexe).

La température de transformation allotropique est abaissée en donnant lieu à une réaction eutectoïde. On obtient des composés intermétalliques définis.

1-2-2-2-3- Eléments neutres :

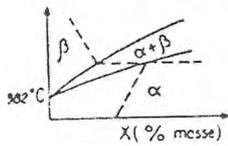
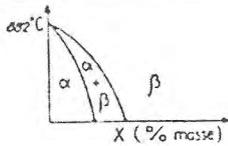
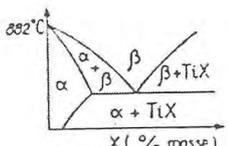
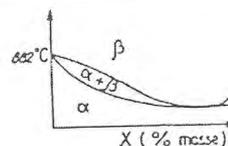
Certains éléments ont peu d'influence sur la température de transformation allotropique, ce sont des éléments isomorphes ou neutres du titane (zirconium, hafnium) : ils possèdent eux aussi les deux formes allotropiques, et leur rayon atomique est proche du titane. Ils donnent lieu à des solutions solides de substitution, c'est à dire que les atomes de métal d'addition s'insèrent dans le réseau cristallographique de base, en remplaçant les atomes de ce dernier.

Ces éléments d'addition se trouveront en quantité variable au sein de l'alliage de titane (fig.11), et on peut les classer selon qu'il s'agit d'éléments d'insertion ou de substitution (fig.12).

Fig. 11 : Différents éléments d'alliage et d'addition du titane (d'après Association Titane) :

Eléments d'alliage et d'addition	Teneur (% , ordre de grandeur)	Effet sur la structure
Aluminium	2 à 7	Alpha
Etain	2 à 6	Alpha
Oxygène	Traces	Alpha
Carbone	Traces	Alpha
Vanadium	2 à 20	Bêta
Molybdène	2 à 20	Bêta
Tantale		Bêta
Fer	0,5 à 2	Bêta
Cuivre	2 à 6	Bêta
Chrome	2 à 20	Bêta
Zirconium	2 à 8	Alpha +bêta

Fig. 12 : Classification des éléments d'alliage du titane (d'après LEMOUNIER VAN HEMERT, 1992) :

	Diagrammes	Insertion	Substitution
Alphagène		O ² , N ² , B, C	Al
Bêtagènes isomorphes			Mo, V, Nb, Ta
Bêtagènes eutectoïdes		H ²	Mn, Fe, Cr, Co, Ni, Cu, Au, Ag
Neutres			Sn

1-2-2-3- Rôle et influence des éléments d'alliage et d'addition (3) :

- Oxygène :

Il provoque une oxydation superficielle du Titane lui conférant une certaine résistance à la corrosion, mais en particulier à haute température, il peut constituer un élément à effet négatif, surtout si l'épaisseur oxydée est importante et à haute teneur en oxygène (14 %). Il sera alors nécessaire de prendre quelques précautions à chaud, en particulier lors des opérations de soudage ou d'usinage :

- soudage sous flux de gaz neutre ou en boîte à gants
- éviter le contact avec l'eau et les graisses
- utiliser des huiles spéciales lors des opérations d'usinage.

- Hydrogène :(3,43)

L'hydrogène est un élément fragilisant et peut entraîner une diminution importante de la résistance aux chocs du titane. La solubilité de l'hydrogène est faible à température ambiante, elle est comprise entre 10 et 30 ppm au-dessous de 125°C .Au cours du refroidissement, l'hydrogène précipite sous forme d'hydrures qui forment des plaques inter granulaires. Ces plans de précipitation forment les plans de glissement du titane. En fait, au cours de tests de résistance aux chocs, les fissures prennent naissance et se propagent au niveau des plans de précipitation car la cohésion des plaques inter granulaires avec la matrice de titane est faible. C'est pourquoi, toute manipulation nécessitant la fusion du métal (coulées, soudures) devra se faire à l'abri de l'hydrogène.

- Azote et Carbone :

La présence de ces éléments conduit à la formation de carbures et de nitrures qui peuvent être à l'origine de phénomène d'écaillage lorsqu'ils précipitent dans les joints des grains.

- Aluminium :

Il provoque un durcissement de la phase alpha et augmente la résistance et la tenue au fluage.

En revanche, il diminue la ductilité.

- Etain :

Il augmente la résistance au fluage et la ductilité, en particulier dans les applications cryogéniques.

- Palladium :

Il améliore la résistance à la corrosion, en particulier vis-à-vis des acides non oxydants.

- Vanadium :

Il augmente la ductilité, l'aptitude au forgeage et la sensibilité à l'oxydation.

- Molybdène :

Il augmente la résistance, la ductilité, et la tenue au fluage et à l'oxydation.

- Chrome :

Il augmente la résistance mais diminue la ductilité.

- Zirconium :

Il augmente la résistance à la fatigue et à la fissuration.

- Silicium :

Il augmente la résistance au fluage.

1-2-2-4- Les trois types d'alliage de titane (3):

- Les alliages alpha ou super alpha :

Ils contiennent une majorité d'éléments d'addition alphagènes et sont principalement renforcés avec de l'aluminium ou de l'étain.

Ils sont :-stables et soudables à chaud jusque vers 500-550°C.

-résistants et tenaces dans le domaine des températures cryogéniques, ils seront très bien adaptés à des sollicitations en fatigue, et à des conditionnements à haute et basse température.

-plus résistants à l'oxydation que les deux autres formes d'alliage.

-difficiles à déformer à froid.

-peu résistants à la traction.

Ils constituent la famille des alliages de titane de fluage.

On les utilise soit à l'état de recuit, soit à l'état de trempe ou de revenu.

- Les alliages bêta :

Ils sont constitués par de la phase bêta stable ou métastable.

Ils sont :-soudables à chaud pendant des durées assez courtes

-résistants à chaud

-mais peu stables à chaud si la température dépasse 350°C

-fragiles en dessous de -60°C en raison de leur structure cubique centrée

-très sensibles aux traitements thermiques

En conséquence, ils sont peu utilisés.

- Les alliages alpha + bêta :

Ils sont constitués des deux types de phases ; en fait la phase bêta est maintenue à la température ambiante grâce à un ou plusieurs éléments bêtagènes en quantité suffisante.

Ils répondent aux traitements thermiques, sont assez résistants à chaud, et ils sont stables jusqu'à 450°C. Ce sont des alliages intermédiaires.

Les caractéristiques de ces trois types d'alliage sont différentes, et certaines propriétés physiques évoluent également en fonction du type d'alliage (fig. 13).

Figure 13 : Tableau illustrant les propriétés comparées des différents alliages de titane (3) :

Désignation	Limite contrainte de traction	Limite contrainte de traction à 0,2 % d'allon- gement	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					0,2Pd
ASTM grade 7	340	280	0,03	0,10	0,015	0,30	0,25					
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	0,012 5	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	0,012 5	0,25	0,15	6	2	4	2	
Ti-6Al-2Nb-1Ta- 0,8Mo	790	690	0,02	0,03	0,012 5	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	0,012 5	0,15	0,13	5	5	2	2	0,25Si
Alliages α - β												
Ti-6Al-4V	900	830	0,05	0,10	0,012 5	0,30	0,20	6,0				4,0V
Ti-6Al-4V-ELI	830	760	0,05	0,08	0,012 5	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 8Mn
Ti-8Mn	860	760	0,05	0,08	0,015	0,50	0,20				4,0	
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	0,012 5	0,15	0,15	6,0	2,0	4,0	6,0	
Ti-5Al-2Sn-2Zr- 4Mo-4Cr	1125	1055	0,04	0,05	0,012 5	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	0,012 5	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	

1-3- Propriétés du titane :

1-3-1- Propriétés physiques du titane (14,40) :

1-3-1-1- Propriétés propres à la structure massique globale :

1-3-1-1-1- Masse spécifique (14) :

La densité du titane est de 4,51 g/cm³ ce qui est une des valeurs les plus basses des métaux couramment employés en dentisterie (exemple : 8,8 g/cm³ pour un chrome cobalt). Elle est comprise entre celle de l'aluminium et de l'acier. Ceci présente un intérêt pour :

- la réalisation de prothèses amovibles en diminuant le décollement notamment au maxillaire. On peut noter la très faible densité des résines acryliques, mais leur faible résistance mécanique exige une épaisseur importante de matériau et augmente ainsi le poids de la prothèse.

- la confection d'éléments fixés surtout lorsqu'ils sont de grande étendue, en apportant une sensation de légèreté, et donc de confort pour le patient.

En revanche, ce faible poids constitue un inconvénient lors de la coulée, c'est pourquoi il faudra avoir recours à des formes et des positions particulières des tiges de coulée.

- D'autre part, au niveau implantaire, un élément plus léger évitera tout risque de surcharge au niveau osseux.

1-3-1-1-2- Dureté (3,9,14) :

La dureté d'un métal est la résistance qu'il oppose à la pénétration d'un corps plus dur que lui, ou encore la résistance à une déformation permanente de sa surface. Les valeurs données fig. 14, correspondent à l'essai Vickers, utilisant le pénétrateur du même nom (voir annexe). Après coulée, la dureté du titane reste inférieure à la dureté amellaire et ne devrait donc pas entraîner d'usure des dents antagonistes. Elle se rapproche en revanche de la dureté des alliages en nickel-chrome mais reste bien inférieure à celle des alliages en cobalt-chrome.

Fig. 14 : Tableau comparant la dureté du titane et des éléments dentaires (d'après DEGORCE, 1994 et Association Titane 1995) :

	Dureté en VHN
Titane pur avant coulée	60 à 135
Titane pur après coulée (Ohara) Dentor,1987	190à 240
Email molaire	320
Dentine molaire	70
Alliage Or type I (adouci)	50 à 90
Alliage Or type II (adouci)	90 à 120
Alliage Or type III (adouci)	180
Alliage Or type IV (adouci)	220

Cette caractéristique mécanique varie entre autres avec :

- le passé thermique du matériau :

On peut obtenir un durcissement plus important du matériau en fonction du cycle thermique suivi, et notamment de la taille et de la forme des produits à tremper, du mode de trempe utilisé, des temps et température de maintien après trempe, et de la cinétique de refroidissement.

- le passé chimique :

On peut également obtenir un durcissement du titane par un procédé de nitruration. Ainsi, la nitruration permet d'accroître la dureté du titane jusqu'à 1100VHN sur une épaisseur de 3 à 5 μm .

Ce procédé consiste à introduire de l'azote à des températures élevées, dans le but de faire apparaître des nitrures très durs à la surface. On garde alors un très bon contrôle dimensionnel des pièces, avec un minimum de distorsions. L'azote a une absorption beaucoup plus faible que l'oxygène, mais sa capacité à modifier les propriétés de dureté, de résistance à la traction et d'allongement à la rupture sont bien plus significatives que dans le cas de l'oxygène ou du carbone.

1-3-1-2- Caractéristiques mécaniques :

1-3-1-2-1- Caractéristiques de traction : (voir annexe)

1-3-1-2-1-1- Module d'élasticité :

Le module d'élasticité ou module d'Young, traduit la rigidité d'un matériau (9).

Le module d'élasticité du titane est assez faible à température ambiante (20°C) : 110 GPa ; il est proche de celui des alliages d'or et de moitié inférieur à celui des alliages en Cr-Co et Ni-Cr. Il diminue avec l'élévation de température (3,43).

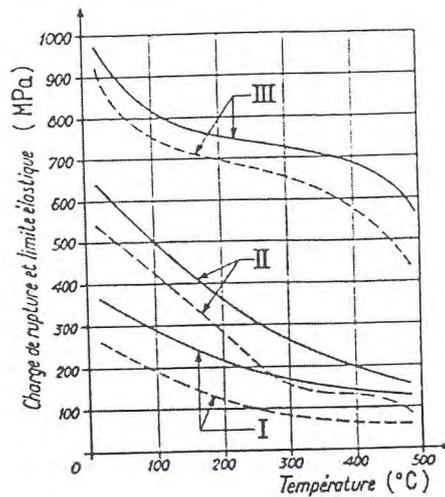
1-3-1-2-1-2- Limite élastique :

La limite élastique traduit l'élasticité du matériau (fig.15) (9).

Elle est de 750MPa soit une des valeurs les plus importantes des matériaux dentaires utilisés, ce qui est intéressant notamment pour la réalisation de crochets en prothèse adjointe partielle.

La limite élastique diminue elle aussi avec la température (3,43).

Fig.15 : Comparaison des limites élastiques et de la charge de rupture de trois métaux et alliages (d'après LEMOUNIER VAN HEMERT, 1992) :



————— Charge de rupture

I Titane non allié, qualité T35

II Titane non allié, qualité T60

----- Limite élastique à 0,2%

III Alliage de titane TA6V

1-3-1-2-1-3- Résistance à la traction :

Elle représente la ténacité du matériau, c'est-à-dire son aptitude globale à absorber de l'énergie avant sa fracture (9,43).

Là aussi, la résistance à la traction du titane pur reste bien supérieure à celle des autres alliages dentaires. Cependant, l'accroissement de la température s'accompagne d'une diminution de cette résistance qui peut atteindre 60% entre la température ambiante et 400°C.

1-3-1-2-1-4- Allongement à la rupture :

Il traduit la ductilité du matériau, c'est-à-dire l'aptitude du métal à la déformation plastique (9,43).

Il favorise le brunissage au laboratoire et la finition des joints sur des éléments unitaires de prothèse fixes en clinique. Pour le titane après coulée, il vaut 15 à 20%. Il est plus important pour le titane que pour les autres alliages utilisés en dentisterie, et s'avère également intéressant pour la confection de crochets.

1-3-1-2-2- Caractéristiques de fatigue :

On désigne par fatigue une sollicitation mécanique alternée, mais pas nécessairement périodique et inférieure à la charge de rupture qui crée une détérioration de la matière d'où résulte une rupture progressive. Elle permet la construction de courbes de fatigue et la détermination de la limite de fatigue (3,9,27).

Ce phénomène concerne surtout les pièces prothétiques amovibles soumises à des contraintes cycliques. De nombreux facteurs influencent ces phénomènes de fatigue (forme et dimension des pièces, état des surfaces...), ce qui explique que les données obtenues lors des essais sont difficiles à exploiter. Globalement, le titane a une bonne tenue à la fatigue dans l'intervalle de température ambiante.

1-3-1-2-3- Influence des éléments d'addition sur les propriétés mécaniques du Ti :

Les propriétés mécaniques des alliages de titane dépendent de la composition chimique et donc de leur classe d'appartenance cristallographique. Le développement des alliages de titane a surtout eu pour intérêt, soit d'obtenir des alliages avec de meilleures propriétés mécaniques, surtout à hautes températures, soit une meilleure résistance à la corrosion, afin de remplacer les alliages de nickel et de cobalt (3,43).

- les alliages alpha ou presque alpha :

Ils ont une limite d'élasticité assez faible.

Leur sensibilité aux traitements thermiques est faible. On peut donc les utiliser à haute température. Ils sont soudables.

Ils possèdent une bonne ténacité.

Les alliages presque alpha (1 à 1,2% d'éléments bêtagènes) constituent un bon compromis entre la résistance à basse température et la tenue au fluage.

On peut citer comme élément alphasène, l'aluminium, qui est le plus utilisé. Il est peu coûteux, permet une amélioration de la résistance mécanique du métal, et une diminution de sa masse volumique.

- les alliages alpha + bêta :

Ils sont utilisés préférentiellement à basse température car ils sont sensibles aux traitements thermiques et peuvent alors présenter une grande variété de microstructure. Ils sont stables sous contrainte jusqu'à 450°C à 500°C.

Les propriétés mécaniques dépendent étroitement de la microstructure.

On peut citer le plus connu, le Ti 6Al 4V qui présente un bon compromis résistance mécanique/ductilité, et il peut être durci par vieillissement.

- les alliages bêta :

Qu'ils soient métastables, stables ou à l'état trempé, ils sont caractérisés par une bonne ductilité. Après vieillissement leur limite élastique et leur ténacité sont élevées également, on les utilise d'ailleurs souvent à l'état de recuit ou à l'état traité comme celui du vieillissement. Mais on les utilise très peu à cause de leur densité élevée liée à la nature des éléments bêtagènes.

Ils sont très sensibles à l'action de la température et deviennent instables à partir de 350°C.

1-3-1-4-2- Conductibilité thermique :

Elle est de 0,045 cal./s.°C.cm à 20°C, ce qui représente une valeur assez faible comparativement aux autres métaux purs, et une position intermédiaire entre les alliages à base de Cr-Co et celle des alliages d'or (fig.17).

Face aux variations de température buccale, le titane a donc un très bon comportement et rend le port des prothèses plus confortable pour les patients. De même, au moment du polissage, le travail du prothésiste s'en trouve facilité (14) ; même si certains auteurs (18), affirment que lors de l'usinage, un refroidissement efficace est à prévoir car la chaleur de coupe ne s'évacue pas facilement d'elle-même de la zone de travail à la pointe de l'outil (une grande partie de la chaleur générée passe dans l'outil plutôt que dans le copeau et la pièce (80% pour le Ti) (35).

Fig.17 : Conductibilité thermique de quelques métaux (d'après BURDAIRON):

	Ti	Alliage Cr Co	Alliage Ni Cr	Alliage d'or (type III /IV)
Conductibilité thermique en W/m ⁻¹ .K ⁻¹	16,7	7,95	14,6	25

1-3-1-4-3- Coefficient de dilatation linéaire :

Il correspond au changement de longueur d'un matériau, quand sa température s'élève ou s'abaisse de 1°C.

Il est de $8,35.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ à 15°C en moyenne pour le titane ce qui correspond à une des valeurs les plus proches de celui de la dent soit $11,2.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ (9). Ce coefficient constitue une valeur importante pour la réalisation des céramiques sur armature en titane. D'autre part, grâce également à la faible conductibilité thermique du titane, il assure à ce métal une bonne résistance aux chocs thermique (14).

1-3-1-4-4- Point de transformation allotropique :

Il est admis que le point de transformation allotropique du titane se situe vers 882,5°C. Il est intéressant de comparer cette valeur à la température nécessaire à la cuisson des céramiques courantes, qui est voisine de 1100°C (43). Voilà pourquoi la réalisation d'éléments céramo-métalliques sur chape en titane nécessitera l'utilisation de céramiques adaptées (céramiques basse fusion).

1-3-1-4-5- Chaleur spécifique :

Il s'agit de la quantité de chaleur nécessaire pour élever de 1°C, 1 gramme de titane. Elle est égale à 0,126 cal.g⁻¹. °C⁻¹ à 50°C pour le titane de pureté commerciale ce qui est important pour déterminer le dispositif capable d'amener ce matériau en fusion (3).

1-3-1-4-6- Traitements thermiques : (9,38)

Définition :

Un traitement thermique est lié au phénomène de diffusion selon lequel se produit l'interpénétration d'un ou plusieurs éléments dans un autre, dans les systèmes gazeux, liquides ou solides.

Il en existe trois types applicables au titane :

- la trempe

La trempe dépend de la transmission de chaleur dans le solide et de la vitesse de passage de la température d'équilibre à la température ambiante. Ce traitement permet de ramener brusquement, sans modification de structure, des alliages pourtant instables depuis une température supérieure à leur température de transformation, jusqu'à la température ambiante.

- le recuit

C'est un traitement d'amélioration. On réchauffe l'alliage à une température donnée pendant un temps donné. On rapproche alors le matériau de son état d'équilibre (forme alpha + bêta) sur le plan physico-chimique et structural, par un processus d'homogénéisation ou de recristallisation. Après refroidissement lent, on obtient une structure stable alpha + bêta.

- le revenu

C'est un recuit à basse température. Il permet de diminuer les contraintes en dispersant les dislocations sans provoquer de modifications structurales sensibles.

Précautions à prendre durant les traitements thermiques :

Le titane présente une très grande affinité chimique pour de nombreux éléments aux températures élevées. Certains éléments (O, H) entraînent la formation d'une couche d'oxyde (α -case) qui altère les propriétés mécaniques des pièces en titane. Il conviendra alors d'éliminer la couche d'oxydes formée.

1-3-1-5- Propriétés magnétiques :

Le titane est mentionné comme un métal amagnétique :

Sa susceptibilité magnétique est : - à 20°C : $3,2 \cdot 10^{-6} \text{ cm}^3 \cdot \text{g}^{-1}$
- à 500°C : $3,7 \cdot 10^{-6} \text{ cm}^3 \cdot \text{g}^{-1}$ (38)

Cette propriété lui vaut une utilisation dans la géophysique ou la réalisation de connexions électriques, ou de supports et électrodes de tubes électroniques.

Le titane pur est donc transparent aux investigations scanner ou résonance magnétique ou électronique. Ainsi, lors des examens par RMN ou TDM, les endoprothèses en titane ne provoquent pas d'artéfacts et modifient peu la répartition du rayonnement en cas de radiothérapie post-opératoire (14). Il a d'ailleurs été recommandé par certains auteurs (EBRAHEIM et coll., 1992) d'utiliser le titane chez des patients susceptibles de subir un examen IRM.

1-3-1-6- Propriétés de surface :

1-3-1-6-1- La couche de passivation :(40)

Au contact de l'air, le titane comme tous les métaux (sauf certains métaux nobles comme l'or) produit des oxydes à sa surface. On obtient alors une couche de passivation, formée d'oxydes de titane : TiO , TiO_2 (en majorité), Ti_2O_3 , et Ti_3O_4 , et d'une épaisseur allant de 100 à 150 angstrom. Elle agit comme une barrière qui empêche le transport d'ions métalliques et d'oxygène, et qui protège le métal contre les attaques corrosives de l'environnement. L'oxyde de titane correspond à la combinaison thermodynamique la plus stable, et c'est sous cette forme que l'on retrouve le titane à l'état naturel. Selon BRUNE et coll. (43), ces oxydes de titane se présentent sous formes d'aiguilles microscopiques à la surface du métal, qui peuvent se briser et passer en solution *in vivo*.

Cette couche de passivation se reforme spontanément si elle est détruite même en milieu non aéré, et ce à partir d'éléments présents dans le métal ou dans son environnement, elle est insoluble et non poreuse.

MACQUEEN et coll. ont étudié l'évolution de l'épaisseur de la couche d'oxyde de titane à la surface d'un implant endo-osseux de type vis (43). Au moment de l'implantation, l'épaisseur d'oxydes était de 50 Angström, et au bout de 6 ans, elle a augmenté continuellement pour atteindre 2000 Angström, en incorporant du phosphore, du calcium et du soufre montrant l'interaction avec les tissus vivants. Ces auteurs ont conclu alors à une sorte d'anodisation lente du titane.

D'autre part, l'épaisseur moyenne de cette couche de passivation, est supérieure au champ d'activité des interactions chimiques des molécules biologiques avec le métal. En fait, les molécules biologiques ne sont jamais en relation avec le métal, mais avec ces oxydes de titane (surtout le TiO_2 majoritaire et de structure chimique comparable aux céramiques, ce qui a fait dire à KASEMO, en 1991, (63), que « la biocompatibilité du titane est comparable à celle des céramiques »).

Cependant, à partir d'une certaine température, cette couche d'oxyde s'épaissit et perd de son adhérence, car le titane absorbe alors de l'azote, de l'oxygène, de l'hydrogène et du carbone en quantité importante. A des températures plus élevées, du dioxyde de carbone et des carbures peuvent également s'intégrer à la surface du titane. Ces éléments, abaissent alors les propriétés mécaniques du titane. Cette forte réactivité à l'air à haute température est le principal obstacle à la coulée et au soudage (43).

1-3-1-6-2- Corrosion du titane :

Le potentiel d'oxydo-réduction du titane est faible : -1,64 V/ENH (d'où la forte tendance naturelle à l'oxydation).

On pourrait donc penser que le titane serait facilement oxydable par les liquides buccaux ou les différents métaux présents dans la cavité buccale. Mais les mesures électrochimiques montrent que le titane présente une grande résistance à la corrosion. En effet, cette résistance est excellente en milieu oxydant, neutre, ou réducteur, et on l'améliore en milieu acide grâce à l'adjonction d'une faible quantité de palladium.

1-3-1-6-2-1- Corrosion oxydante ou réductrice en milieu buccal :

La dégradation d'un métal correspond à la libération d'ions métalliques dans le milieu biologique (à partir de la surface) selon la réaction générale :



Aucun phénomène important de corrosion oxydante ou réductrice du titane dans le milieu buccal n'est à redouter. Selon l'étude réalisée en 1982 par BRUNE et coll., après avoir laissé pendant un mois des disques de titane pur dans un milieu de salive artificielle, le flux ionique libéré était de l'ordre de $1 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ (43). Etant donné la faible quantité libérée, les produits de corrosion n'ont pas pu être quantifiés. Cependant, 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 par des atomes...).

1-3-1-6-2-2- Corrosion galvanique :

Elle est due à l'hétérogénéité métallique des structures prothétiques, et à l'obtention d'une pile comportant 2 électrodes :

- la cathode : sera le matériau le plus noble
- l'anode : sera le matériau le moins noble
- et un électrolyte conducteur, ici la salive. (15)

Plus la différence entre les potentiels redox augmente, plus la corrosion sera importante.

Elle se traduira par une perte de substance de l'anode avec une diffusion d'espèces chimiques dans les fluides ou les tissus environnants, formant un courant galvanique. Lorsque les valeurs des courants sont inférieures à 10mA, on constate que les phénomènes de corrosion sont rarissimes.

Aucune variation de pH, ni formation de courant galvanique n'ont été observés lorsque le titane (pur ou TA6V) est mis en relation avec les alliages de Co-Cr, d'or ou d'acier (43).

Toutefois il a été observé par certains auteurs, une oxydation de l'amalgame par le titane se manifestant par un produit blanc identifié comme du dioxyde d'étain. Néanmoins, grâce à l'augmentation de la couche de passivation du titane qui empêche le flux d'électrons de s'établir, cette corrosion se stabilise rapidement (44).

1-3-1-6-2-3- Corrosion en milieu acide fluoré :

L'apport d'ions acides fluorés modifie le milieu buccal et peut entraîner une corrosion du titane. Les dentifrices fluorés ne posent pas de problèmes car ils ont un pH neutre.

En revanche, l'utilisation non contrôlée de gels prophylactiques, dont la teneur en ions Fluor peut atteindre 10000ppm avec un pH de 5,5 (Fluogel®) est susceptible de nuire fortement à la pérennité des éléments en titane dans le milieu buccal (14). En effet selon COHEN et coll. (1991 et 1992), c'est l'incorporation d'ions F⁻ dans la couche de passivation qui altérerait ses propriétés de recouvrement. Le simple fait de laisser séjourner un implant de Brånemark dans un flacon contenant du Fluogel® permettrait d'observer une dégradation importante du métal par corrosion, et ce au microscope comme à l'œil nu (10).

La résistance de polarisation du titane en solution de Ringer neutre est de l'ordre de 4.10^6 Ohms par centimètre carré, dans un gel prophylactique fluoré de pH 5,5 (Fluogel®), elle n'est plus que de 10^4 Ohms par centimètre carré (49). De même, on peut obtenir une corrosion par piqûre des restaurations en nickel-chrome, en présence d'ions chlorures et fluorures.

1-3-1-6-2-4- Cas de la résistance à la corrosion du titane dans les conditions implantaire :

La biocompatibilité du titane, est due à la formation d'une couche d'oxydes à sa surface, qui constitue une couche protectrice anti-corrosion et qui se forme instantanément au contact de l'air, de l'eau ou de fluides biologiques (4). Ces oxydes de titane ont une importante constante diélectrique, qui explique notamment la biocompatibilité du titane. Or au contact de l'os, cette couche d'oxyde croît en épaisseur de façon plus importante qu'à l'air libre (51). Ainsi, les implants dentaires en titane ou en alliage de titane se comportent comme une cathode vis-à-vis de l'os, entraînant de ce fait une électronégativité de l'os dans leur environnement immédiat. D'autre part, de nombreux travaux ont montré que l'électronégativité de l'os entraîne une ostéoblastie (45). Cette ostéogenèse est le résultat d'une apposition « oxyde de titane »/os dont l'interface est abrupte et favorise la stabilité « *in situ* ». Aussi, tout traitement de surface implantaire visant à obtenir une surface rugueuse ou poreuse, augmente la rétention mécanique (surface de contact plus importante), et aussi l'ostéogenèse (51). Malgré tout, il est indispensable d'obtenir une surface d'oxydes parfaitement propre pour optimiser la bioadhésion moléculaire et donc d'employer des méthodes de traitement de surface appropriées (30).

Le choix du matériau constituant la prothèse supra implantaire revêt lui aussi une importance notoire, car le bimétallisme obtenu, outre le phénomène de corrosion intra buccale, aura des conséquences sur l'interface os/implant, et de ce fait sur l'ostéointégration (45).

Le titane permet certains bimétallismes sans problème, sous réserve que les autres métaux aient une passivité équivalente, la corrosion se faisant alors sur les autres métaux et non sur le titane. Le titane est le matériau le plus favorable :

- Faible courant de passivation.
- Pas d'attaque localisée.
- Grande plage de passivation.

Il convient, en règle générale, de choisir un matériau dont le courant galvanique s'établissant entre lui et le titane n'excède pas $10\mu\text{A}$. De nombreux métaux et alliages répondent à ce critère, et on établit ensuite un choix en fonction du coefficient d'élasticité et de la résistance à l'étirement du matériau, devant garantir sa rigidité (45).

1-3-2- Propriétés biologiques :

1-3-2-1- Définition d'un matériau biocompatible :

Il n'y a pas de matériau totalement inerte pour le corps humain ce qui conduit à définir le concept de biocompatibilité.

Pour évaluer la biocompatibilité d'un matériau, on étudie la réaction des tissus vivants en contact. En 1987, WILLIAM précise qu'un matériau biologique ne doit pas être :

- Responsable de réactions toxique ou inflammatoire.
- Susceptible de provoquer des réactions immunitaires ou allergiques.
- Mutagène ou cancérigène.

L'état de biocompatibilité se définit par rapport à une situation donnée, c'est-à-dire qu'un matériau sera ou ne sera pas biocompatible, en fonction de son utilisation.

1-3-2-2-La biocompatibilité du titane :

Les études réalisées sur la biocompatibilité du titane, confirment une absence totale de réaction inflammatoire des tissus ainsi que l'absence d'interférence du système enzymatique de l'hôte. Grâce à sa couche d'oxydes superficielle protectrice, le titane semble le matériau métallique le moins toxique de tous ceux utilisés dans la cavité buccale. (35)

De plus, cette couche d'oxydes rend le titane compatible avec les cellules ostéogéniques, propriété exploitée en implantologie.

Le titane est présent partout dans notre environnement, à des concentrations variables, et tout individu en absorbe quotidiennement, surtout par voie alimentaire, et le métabolise. Aussi, la concentration en titane chez l'homme se situe entre 1,5 et 11 ppm. De plus, l'accumulation de titane observée au bout d'un certain temps au niveau des poumons, de la rate, du cœur, du rein et du foie, n'entraîne aucun effet toxique sur l'organisme humain.

1-3-2-2-1- Etudes sur la toxicité tissulaire du titane :

Selon les différentes études effectuées concernant les réactions tissulaires avec le titane, aucune réaction toxique ou inflammatoire du tissu conjonctif ou épithélial n'a été relevée. Pour des concentrations locales importantes (dépassant 2000 ppm), seuls des changements de couleur tissulaire auraient été relevés (TOTLE et coll., 1985, (20)).

1-3-2-2-2- Etudes sur les réactions immunitaires ou allergiques :

Cliniquement, il est généralement admis que le titane, l'aluminium, le vanadium, et le fer, sont des éléments qui présentent un très faible pouvoir allergogène par opposition au nickel, au cobalt et au chrome (29).

Des cas d'allergies à l'or et à ses alliages auraient également été rapportés, ainsi qu'au molybdène (32). Selon un rapport publié en 1995 par une équipe finlandaise, le titane commercialement pur n'aurait jamais été à l'origine de quelque réaction défavorable sur la muqueuse buccale, seuls deux cas d'hypersensibilité au titane ayant été décrits :

-MARGOT S. PETERS en 1984, a publié un cas d'allergie à un pacemaker recouvert de titane.

-Un autre cas d'allergie a été décrit par MITCHELL et coll. en 1990 (35), il s'agissait d'un patient ayant subi la pose d'implants symphysaires mentonniers : une réaction inflammatoire à type d'hyperplasie épithéliale a entraîné un rejet des éléments implantaires.

Une autre étude (29) réalisée par HERAUD et SIGNORET sur 123 cas appartenant à une population à risque a permis de mettre en évidence, à partir de tests d'hypersensibilité (du type « patch-test »), la prévalence d'allergies aux métaux et notamment au titane au sein de cette population. Vingt sept allergènes différents ont été testés pour cette étude (les 26 classiques des tests de l'International Contact Dermatitis Research Group avec en plus un 27^{ème} allergène constituée de titane pur à 99,9%).

La conclusion de cette étude montre que :

- les individus allergiques aux métaux sont les plus nombreux des allergiques
- il n'existe pas d'allergie croisée entre les métaux.
- parmi les tests positifs à des métaux, les tests positifs au titane sont les plus rares (2,43%), mais ils existent. Aussi est-il recommandé, lorsque durant l'interrogatoire, un patient présente un terrain allergique du type des dermatites de contact, de lui faire passer des tests allergologiques concernant le métal à utiliser.

D'autre part, à titre de comparaison, selon MEYER et DEGRANGE (1992), alors que 15% de la population générale est allergique au nickel pur, et 8% au chrome et au cobalt, les cas d'allergies attribuées aux restaurations dentaires sont beaucoup plus rares.

1-3-2-2-3- Etudes sur le potentiel mutagène ou cancérigène du titane :

Aucune preuve n'indique jusqu'à ce jour, que le titane ou ses alliages puissent être cancérigènes ou mutagènes (15).

1-3-2-2-4- Etudes sur le titane et la plaque dentaire :

Toutes les études à ce sujet, démontrent un certain pouvoir bactériostatique du titane : aussi, la plaque dentaire ne se déposerait pas sur le titane (14). ELAGLI et coll. (1992), notamment, ont démontré à travers leur étude ni inhibition, ni stimulation de l'activité bactérienne (étude portant sur les sept espèces bactériennes les plus abondantes dans la plaque dentaire et le sulcus gingival) dans leur culture au contact de poudre de titane (20).

1-3-3- Autres caractéristiques du titane :

1-3-3-1- La neutralité de goût :

Contrairement aux alliages en cobalt-chrome ou en nickel-chrome, le titane n'apporterait aucun goût métallique en bouche.

1-3-3-2- Aspect esthétique du titane :

Les éléments prothétiques en titane offrent un aspect plutôt mat, contrairement à l'aspect généralement brillant des autres alliages.

La connaissance des propriétés essentielles du titane (fig.18) et de ces alliages, tant sur le plan physico-chimique que biologique, est fondamentale pour comprendre ses applications en odontologie et les procédés de mise en forme en prothèse (ainsi que leurs difficultés).

Fig.18 : Caractéristiques essentielles du titane pur comparées à d'autres métaux et alliages (d'après Association Titane 1995, et QUINQUIS 1993):

CARACTERISTIQUES	Ti pur	Fer	Al	Cu	Or	Cr-Co	Ni-Cr (2)	Au-Pt	Résine PMMA
Numéro atomique	22	26	13	29					
Poids atomique	47,90	65,85	26,97	63,57					
Masse volumique (g /cm ³)	4.5	7,9	2,7	8,9	19,30	8,8	8,4	10,7	1,18
Point de fusion	1720	1527	660	1083	1063	1500			
Module de Young en Gpa	110	204	70	46	90(2)	220	200		
Dureté Vickers HV	60-135					360-390	330		23-29
Charge de rupture en Mpa	800					680-840	550-800		
Limite élastique en Mpa	750					390-660	400-600		15
Allongement à la rupture en %	10					3-4	1-3		1,4
Fatigue (nombre de cycle avant rupture)	6,2*					10,1*			
Conductivité thermique W /m.k	19	71	242	385					
Coefficient de dilatation de 0 à 100°C*	8,5	12,3	23,7	17,8	14,2	13	23,7		81
Coefficient d'expansion thermique, en 10 ⁻⁶ /°C	9,7	12,0	23,9	17,1	14,2				

2- LE TITANE AU LABORATOIRE

2- LE TITANE AU LABORATOIRE :

2-1- Généralités sur le travail des métaux :

2-1-1- Matériaux utilisés en odontologie :

Globalement, on distingue :

* Les matériaux non métalliques (matériaux à empreinte, cire, ciments de scellement, pâte canalair, composites d'obturation, ciments verre ionomères, ...)

* Les matériaux métalliques :

- précieux (Or, Argent, ...)
- non précieux, dont le titane fait partie.

2-1-2- Les procédés de mise en forme :

La réalisation d'une pièce prothétique métallique fait intervenir trois opérateurs :

- le métallurgiste, qui élabore le matériau, l'analyse et le traite.
- Le technicien de laboratoire, qui met en forme le matériau
- Le praticien, qui ordonne et surveille.

Au laboratoire de prothèse, le technicien dispose de différents procédés de mise en forme d'un matériau, selon son état de départ :

- le moulage : à partir de l'état liquide
- le frittage : à partir de l'état pulvérulent
- le façonnage : à partir de l'état solide, ou l'on distingue trois procédés :

- L'assemblage de différentes pièces, par soudage, brasage ou collage
- Le formage, qui consiste à une mise en forme sans enlèvement de matière
- L'usinage, qui se traduira par une soustraction de matière (25).

L'usinage reste un procédé primordial, car il intervient obligatoirement dans la dernière mise en forme des pièces métalliques pour l'obtention d'un état de surface approprié. De plus, les techniques d'usinage de pointe, assistées par ordinateur, tendent à supplanter les techniques par coulée métallique dans le domaine de la prothèse dentaire.

2-1-3- Différentes notions importantes : (50)

2-1-3-1- La rhéologie :

C'est la science de l'écoulement et de la déformation de la matière, qui s'intéresse à toutes les formes de comportement mécanique, du plus élastique au plus visqueux. Ce comportement dépend :

- de facteurs intrinsèques : composition chimique et structure du matériau.
- de facteurs extrinsèques : contraintes physiques ou chimiques auxquelles le matériau sera soumis.

Aussi, l'étude comparative du comportement rhéologique de différents matériaux devra être effectuée dans des conditions bien définies (température ...).

2-1-3-2- La diffusion :

A 0°K : l'agitation thermique est nulle, mais elle augmente avec l'élévation de température : les solides perdent alors leur rigidité. La diffusion est un déplacement aléatoire d'atome au sein du réseau cristallin, provoqué par l'agitation thermique. C'est un phénomène prépondérant dans les procédés de frittage, d'assemblage par soudage, et de traitement thermochimique des matériaux.

2-1-3-3- La déformation des métaux :

Selon la contrainte appliquée, on distingue les déformations :

- réversible : élastique
- irréversibles : plastiques, qui sont le résultat, soit de translation (le plus fréquent) soit de maillage.

Seule la déformation irréversible permet la mise en forme des métaux, cependant les deux formes de déformation sont souvent liées et l'on observe souvent une récupération élastique qui diminue la déformation permanente :

Déformation totale – déformation élastique = déformation permanente.

Le domaine élastique diminue avec l'augmentation de température, aussi, et pas seulement pour cette raison, il est plus aisé de travailler les métaux à chaud.

2-2- La mise en forme du titane :

2-2-1- La coulée métallique : (50)

2-2-1-1- Principe général :

Il s'agit d'un procédé de formage précis qui consiste à couler un alliage liquide dans un moule reproduisant une pièce donnée (formes extérieures et intérieures).

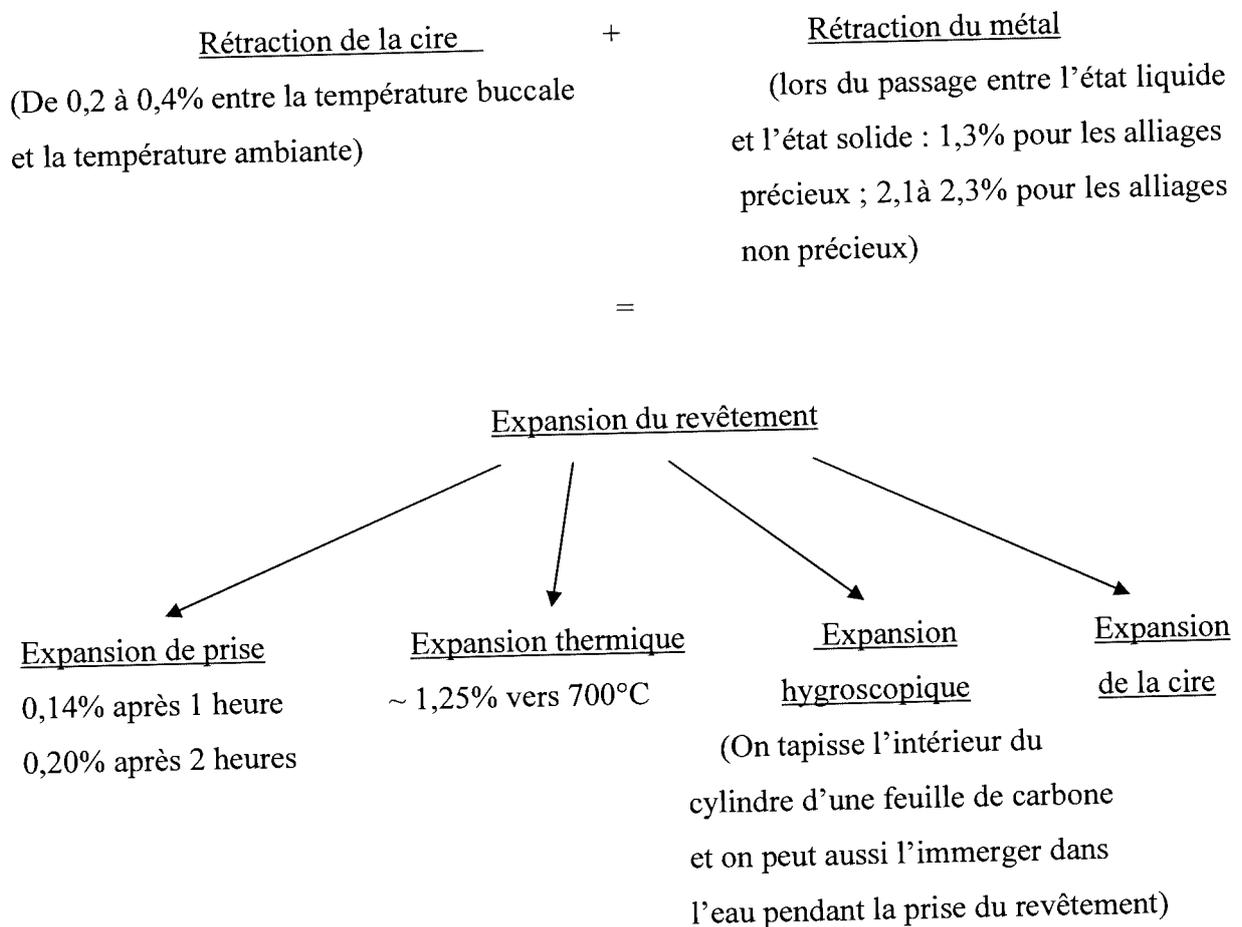
Une maquette de la pièce souhaitée, généralement en cire ou en résine, est investie dans un matériau réfractaire (le revêtement) qui épouse parfaitement les formes de la maquette après durcissement. Suite à l'élimination de la cire (ou de la résine), on fait alors pénétrer en force l'alliage fondu choisi dans le volume vacant créé.

Après solidification de l'alliage et destruction du moule, la pièce métallique obtenue doit être le plus précisément identique à la maquette originale.

La difficulté de cette technique réside dans la maîtrise des manipulations successives, et des facteurs d'erreurs :

- rétraction de la cire
- rétraction du métal
- expansion du revêtement
- bonne évacuation des cires et des gaz.

Il convient d'obtenir un équilibre pouvant correspondre au schéma suivant :



2-2-1-2- Les difficultés propres au titane :

2-2-1-2-1- Généralités :

La technique de coulée à cire perdue appliquée au Ti présente des problèmes techniques très spécifiques liés à ses propriétés propres (15,35):

- Le point de fusion élevé (1700°C), pouvant entraîner la dégradation des revêtements compensateurs et des creusets de fusion.
- La très forte réactivité du Ti avec les éléments légers (O, C et N) et avec les céramiques des creusets et des moules, lorsque la température est élevée. En effet, il se produit une réaction entre le titane en fusion et le revêtement, et certains composants du revêtement (silice, aluminium phosphates et sulfates) peuvent s'introduire dans la pièce de coulée. Ces pollutions peuvent être à l'origine de fentes et de cassures dans la couche superficielle, trois fois plus dure que le titane au cœur de la pièce. En conséquence, les bords des pièces présenteraient une diminution de ductilité et une fragilité accrue ce qui rend impossible le montage de la céramique. De plus, les pièces ainsi obtenues seraient plus sensibles à la corrosion. Cette couche superficielle polluée a été dénommée « alpha-case » par l'industrie du titane et constitue un des facteurs les plus importants à contrôler dans l'élaboration d'un procédé fiable. Elle ne peut jamais être totalement évitée, mais son épaisseur dépendra du temps de contact entre le titane et les matériaux réfractaires, ainsi que du temps de refroidissement. (voir plus loin le complément d'étude sur l'alpha-case)
- La faible densité qui réduit beaucoup la chasse du métal fondu dans le moule et nécessite d'énormes pressions d'injection lors de la coulée afin que le métal fondu puisse mouiller tous les détails des maquettes en cire. Pour compenser ce défaut, on peut utiliser un appareillage à centrifugation élevé et le nombre et la taille des tiges de coulée devront être augmentés.

2-2-1-2-2- Complément d'étude sur l'alpha-case: (10)

(MOULIN, 1992)

La terminologie alpha-case provient du fait de l'augmentation du domaine alpha du diagramme de phase TiX (où X = Si, Al,...) suite aux réactions chimiques avec la plupart des impuretés.

Caractéristiques :

- au niveau chimique : l'alpha-case ne semble pas avoir de structure particulière, elle correspond simplement à une solution solide de substitution d'oligo-éléments. Ces particules diffèrent selon le type de revêtement considéré, et leur diffusion s'opère durant la fonderie du titane ou sa solidification. D'autre part, il ne semble pas impossible que certains autres éléments plus légers (carbone et azote), interviennent dans ce processus. Suite à l'étude de la diffusion des éléments constitutifs du Rematitan + de Dentaurum, on observerait une substitution décroissante entre le silicium, le phosphore et l'aluminium. Le magnésium ne diffuserait pas.
- Au niveau mécanique : suite à l'étude comparative de micro-dureté du titane à cœur et sur l'alpha-case, cette couche superficielle présenterait une dureté trois fois supérieure à celle du cœur de la pièce.
- Au niveau morphologique : il apparaît que l'ensemble de la zone de contact entre la pièce coulée et le revêtement subisse une modification structurale à type d'aiguilles. Il est à noter que l'épaisseur la plus importante se situerait au niveau des angles des pièces et des zones de raccord avec les pièces de coulée.

Diverses solutions sont proposées et divers concepts ont été mis au point pour répondre à ces problèmes :

-d'une part, par le choix d'une mise en revêtement spécifique.

-d'autre part, par des techniques particulières de fusion et d'injection du Ti

dans le moule.

2-2-1-3- Revêtements compensateurs utilisés pour la coulée du titane :

2-2-1-3-1- Exigences :

Compte tenu des propriétés spécifiques au titane, les revêtements compensateurs utilisés doivent répondre à certains critères :

→ Avoir une résistance aux températures élevées compte tenue de la température de fusion du titane (1750°C).

→ Présenter une absence de réaction avec le Ti en fusion (la silice réagit avec le titane à l'état liquide).

→ Présenter une perméabilité gazeuse suffisante : le titane doit être coulé sous la pression d'un gaz inerte (argon sous pression), évacué lors de l'arrivée du métal fondu, en raison de la faible densité du Ti et de sa réactivité. On l'associe ou non à un procédé de centrifugation.

→ D'autre part, le faible coefficient d'expansion thermique du Ti nécessite néanmoins une compensation de retrait plus faible. (40)

2-2-1-3-2- Composition :

2-2-1-3-2-1- Généralités :

Tous les revêtements compensateurs comportent :

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

En fonction de la nature du liant et de température de coulée, on distingue deux grandes catégories de revêtements compensateurs concernant les moules pour coulée prothétique en prothèse :

→ Les revêtements compensateurs à liant plâtre, utilisés pour la coulée des alliages précieux dont la température de fusion est inférieure à 1100°C.

→ Les revêtements compensateurs à liant silicique ou phosphate, utilisés pour la coulée des matériaux dont la température de fusion est supérieure à 1100°C (alliages non précieux, titane et céramique vitreuse). (24)

2-2-1-3-2-2- Les revêtements compensateurs utilisés pour la coulée du titane :

→ La poudre (substrat réfractaire + liant + agents modificateurs) :

- Substrat réfractaire :

Différentes compositions ont été mises au point selon les fabricants et les propriétés recherchées.

Le procédé Titanvest ® OHARA est bien connu des laboratoires de prothèse dentaire et utilise essentiellement le silicate d'aluminium pour l'élaboration de ces moules.

Le Titanvest® CB commercialisé par Morita, utilise des substrats à base de magnésium et d'alumine. Selon MEYER (40), la suppression totale de la silice des revêtements compensateurs, permettrait une amélioration de la qualité des pièces de coulée (état de surface, et suppression des porosités internes). On se penche alors sur les revêtements compensateurs expérimentaux à base d'alumine uniquement.

D'autres matériaux réfractaires (fig.19) à base d'oxyde de calcium, de zircate de calcium ou de silicate de calcium peuvent être utilisés.

- Liant :

On utilise principalement du silicate d'éthyle ou du phosphate.

→ Le liquide :

Il pourra s'agir d'eau distillée ou d'une solution aqueuse de silice colloïdale.
Le rapport eau/poudre est également à étudier.

Fig.19 : Tableau : étude comparative de diverses combinaisons de matériaux pour moules (d'après OTT , Association Titane 1995) :

Matériau de base	Liant	Température de cuisson du moule (°C)	Chiffrage du mérite des matériaux (*)	Dureté HV0,1 de la couche externe du métal moulé env. 1000
SiO ₂	Phosphate	1200	1	
SiO ₂	Silice colloïdale	700	1	
Al ₂ O ₃	Silice colloïdale	1200	1	
MgO	Silice colloïdale	700	1	800-1100
MgO	MgCl ₂	700	1	700
MgO	MgCl ₂	1200	3	310
MgO	Titane-Ester	700	2	940
MgO	Titane-Ester	1200	3	770
MgO	Zirconium-Ester	700	3	470
MgO	Zirconium-Ester	1200	5	350
ZrO ₂	Titane-Ester	700	3	605
ZrO ₂	Titane-Ester	1200	3	900
ZrO ₂	Zirconium-Ester	700	3	550
ZrO ₂	Zirconium-Ester	1200	6	230
ZrO ₂ + MgO (1:1)	Zirconium-Ester	1200	3	500

(*) Chiffrage du mérite des matériaux : 1 (très mauvais) jusqu'à 6 (très bon)

2-2-1-4- Les systèmes de fusion et de coulée du titane :

Les méthodes de fusion et de coulée devront satisfaire aux conditions suivantes (43) :

- Fusion sous vide ou sous basse pression de gaz inerte (par exemple de l'argon).
- Surchauffe suffisante du bain de titane.
- Coulée rapide sous vide ou basse pression de gaz neutre, sans possibilité de réalimentation du moule ; avec éventuellement une aide au remplissage par centrifugation ou vide.
- Eventuellement, coulée en moule chaud avec refroidissement accéléré et piloté après remplissage, afin de contrôler le processus de solidification dans la mesure du possible.

Pour la fusion proprement dite, deux techniques peuvent être utilisées : l'arc électrique et l'induction (40).

Concernant la fusion et la coulée, deux systèmes existent principalement pour la réalisation de pièces prothétiques dentaires :

- les systèmes statiques à pression/aspiration
- les systèmes par centrifugation.

Les différents procédés de fusion et de coulée du titane vont maintenant être décrits.

2-2-1-4-1- Fusion à l'arc à l'électrode consommable sous vide (*vacuum arc skull melting*) : (40)

Principe :

L'électrode consommable est constituée de l'alliage à couler. Lors de sa fusion, le titane fondu tombe dans un creuset en cuivre. Le creuset basculant est refroidi par une circulation interne d'eau. On notera que lorsque l'électrode aura été consommée, il n'y aura plus aucun moyen de chauffer le bain fondu qui devra alors être coulé très rapidement (la surchauffe ne peut être que faible ici). Aussi, dans tous les systèmes qui pratiquent la « *skull melting method* » avec un creuset en cuivre, on constate toujours la présence d'un reste de métal non fondu dans le creuset.

2-2-1-4-2- Fusion par induction : (40)

Principe :

Cette technique est utilisée pour des fusions en creuset céramique ou en cuivre refroidi par une circulation interne d'eau. En choisissant convenablement la fréquence d'oscillation, et compte tenu du brassage électromagnétique du métal fondu, on peut considérer que l'apport d'énergie se fait pratiquement dans toute la masse fondue permettant ainsi des surchauffes efficaces. Pour le moulage de petites pièces en titane, la fusion en creuset froid inductif présente beaucoup d'avantages :

- homogénéisation de la charge fondue
- surchauffe dans la masse
- fusion sous vide ou sous atmosphère protectrice.

Ce procédé est probablement le mieux adapté à la coulée de petites pièces en titane.

2-2-1-4-3- Système statiques par pression /aspiration :(10,40)

Il s'agit d'une injection par pression /dépression combinée, ces types de machines assurant la fusion et la coulée du titane de façon automatique (Cyclarc® (Morita), et Castmatic® (Iwatani) sont des machines conçues sur ce principe).

Principe :

Elles sont constituées de 2 chambres superposées (fig.20) :

- la chambre supérieure ou chambre de fusion, contient le creuset en cuivre dans lequel on place le plot de titane.
- La chambre inférieure, ou chambre de coulée, où l'on place le cylindre de revêtement préchauffé (le moule).

Juste au dessus du moule, se trouve un passage qui relie les deux chambres, le joint plus ou moins étanche étant constitué par le moule plaqué contre le passage.

Tout d'abord, le vide est instauré dans l'ensemble de la machine, la chambre de fusion est secondairement remplie d'argon sous une pression de 0,1MPa, alors que dans la chambre inférieure le vide est maintenu à 10^{-2} atmosphère.

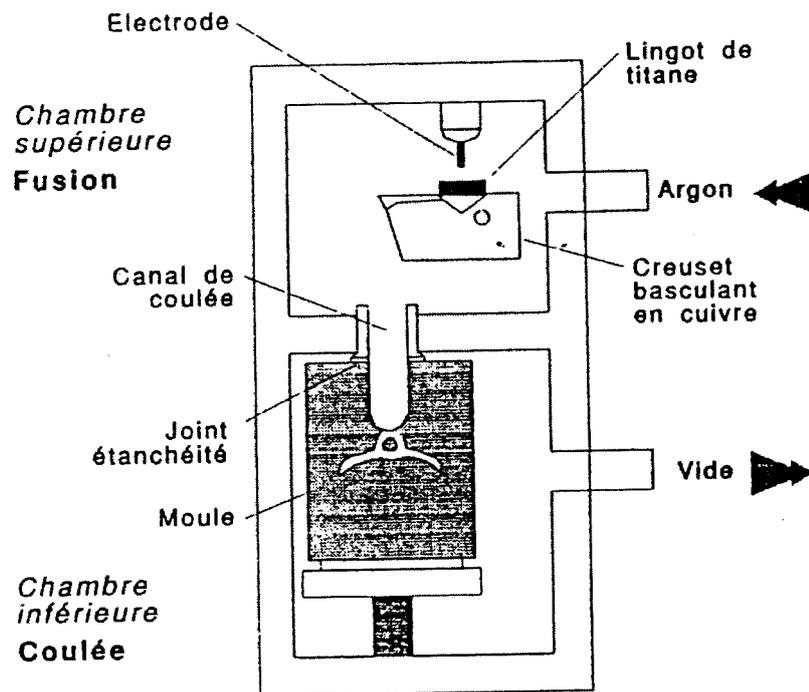
L'arc électrique est amorcé et la fusion s'effectue selon une programmation automatique.

Pour la Castmatic®, l'arc électrique est fixe, alors que pour la Cyclarc®, il tourne sous l'effet d'un champ magnétique (on obtient alors un meilleur échauffement du plot en titane).

Lorsque le plot de titane est fondu, le creuset bascule automatiquement, et le métal en fusion s'écoule, d'une part sous l'effet de la gravité, et d'autre part sous l'effet conjugué entre la pression d'argon dans la chambre supérieure et la dépression entretenue dans la chambre inférieure.

Enfin, après le rétablissement de la pression atmosphérique dans les deux chambres, on plongera le cylindre de revêtement dans de l'eau pour éviter trop d'interaction entre le titane et le revêtement.

Fig.20 : Schéma d'une machine à pression/aspiration (40):



2-2-1-4-4-Systèmes rotatifs : (10,40)

La faible densité du titane apparaissant comme un handicap dans les systèmes statiques, des systèmes utilisant la centrifugation ont été également mis au point (fig.21).

Principe (7) :

Le cylindre récepteur du bain liquide (où existe la forme à reproduire), est soumis à une rotation sous l'action d'une accélération centrifuge ; et reçoit la masse liquide projetée du creuset de fusion. Cette masse m est soumise à deux forces :

- la force F due à l'accélération centrifuge :

$$F = mw^2R$$

Où w est la vitesse angulaire, et R est la distance par rapport à l'axe de rotation de la fronde.

- le poids P dû à l'accélération de la pesanteur :

$$P = mg$$

La résultante de ces deux forces est donc très légèrement inclinée vers le bas, par rapport à l'horizontale, d'un angle A tel que :

$$\text{tg}A = P/F = g/w^2R$$

Pour diminuer la valeur de A, il faudra donc augmenter le rayon R ou la vitesse de rotation w.

La première machine de ce type fut commercialisée par Ohara et nommée Titaniumer®.

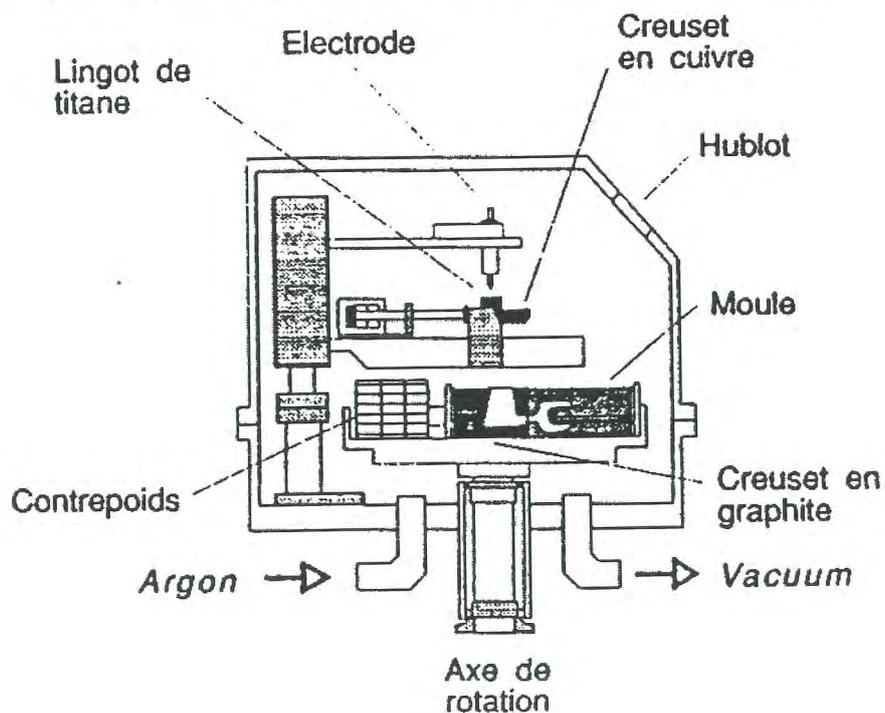
Ses caractéristiques sont :

- l'emploi d'un revêtement spécifique peu réactif
- l'utilisation de creusets en zircone
- une fronde verticale rétractile assurant une forte pression
- une durée de coulée de l'ordre de 0,02 s

Cependant, la protection contre l'oxydation se faisait alors par un bombardement d'argon continu sur le plot de titane, ce qui présentait des imperfections. Aussi, le modèle suivant d'Ohara, du nom de Titaniumer VF®, permet une mise sous vide partiel de toute la fronde.

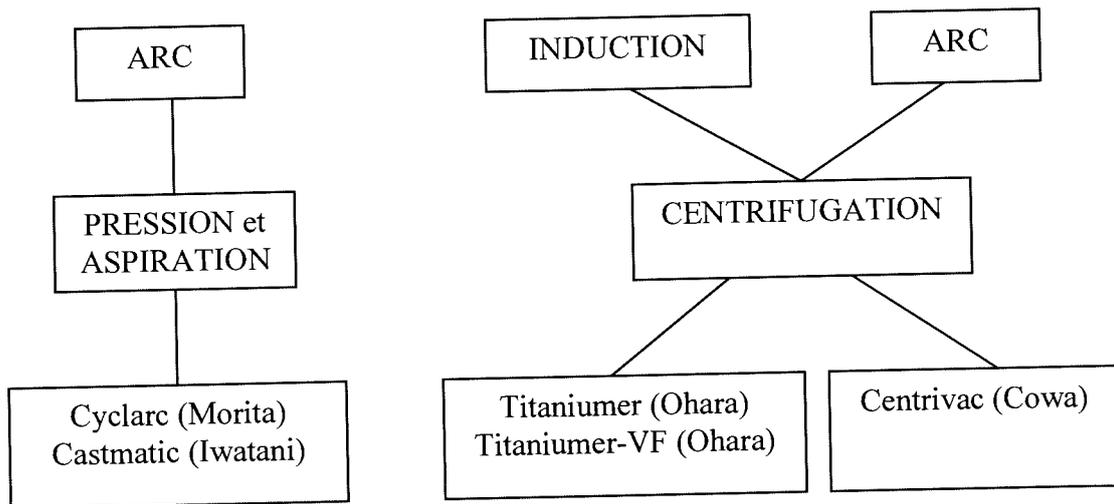
Un autre type de système, inspiré des machines pour la coulée des stellites, incorpore la fusion par induction et la coulée centrifuge. Il s'agit notamment de la machine allemande Centrivac® de Cowa. La centrifugation est alors horizontale.

Fig.21 : Schéma d'une machine à fusion à l'arc et injection centrifuge (40) :



En combinant ces différents systèmes de fusion et de coulée du titane, différents systèmes ont été mis au point par les fabricants (fig.22).

Fig.22 : Schéma récapitulatif des différents systèmes de fusion et de coulée du titane (d'après MEYER, 1993) :



2-2-1-5- Les traitements thermiques : (25)

Ils désignent un ensemble d'opérations effectuées sur des pièces métalliques après la coulée, qui comprend un chauffage suivi d'un maintien à une température fixe, puis d'un refroidissement plus ou moins rapide jusqu'à une température ordinaire.

2-2-1-5-1- Les différents traitements thermiques :

On distingue :

- Les traitements thermiques de base : ils comprennent l'homogénéisation et le recuit. Ils sont effectués sur pièces ou sur lingots à l'état brut de coulée. Ils sont nécessaires pour améliorer l'homogénéisation de la structure et pour chercher l'état d'équilibre.
- Des traitements secondaires qui incluent la trempe, le revenu, et le durcissement structural. Ils sont orientés vers les applications et permettent d'améliorer la résistance à la déformation, au choc, à l'usure ou à l'abrasion.

2-2-1-5-2- Influence de la vitesse de refroidissement sur les propriétés du titane coulé :

Il est très difficile de maîtriser la vitesse de refroidissement des pièces coulées, d'autant que l'épaisseur du revêtement autour de celles-ci est variable, et le refroidissement est donc difficilement homogène.

Selon une étude réalisée en 1997 (18) la vitesse de refroidissement agirait directement sur les propriétés mécaniques de ces pièces. Cette étude compare les caractéristiques mécaniques des pièces coulées, pour des alliages de titane de grades différents (Ti1, Ti2, et Ti4), en fonction de la vitesse de refroidissement, et donc de la microstructure obtenue.

Tout d'abord, les caractéristiques mécaniques diffèrent en fonction du grade du titane et donc du pourcentage d'inclusion d'éléments comme l'oxygène et le fer. Plus ces pourcentages augmentent, plus la résistance maximale à la rupture est importante, mais les pièces coulées sont aussi plus fragilisées.

D'autre part, selon la vitesse de refroidissement, trois microstructures peuvent se former :

- Pour des vitesses faibles : microstructure à lattes
- Pour des vitesses élevées : microstructure à gros grains
- Pour des vitesses intermédiaires : microstructure cannelée

Les deux premières apparaissent en quantité égale lors des coulées au laboratoire de prothèse, alors que la dernière, n'apparaît que dans 5% des coulées. Les caractéristiques mécaniques varient aussi en fonction de la microstructure, elle-même dépendante de la vitesse de refroidissement :

→ La microstructure à lattes : la résistance mécanique est meilleure que pour une microstructure à gros grains, et est améliorée par l'augmentation de la teneur en fer ou en oxygène.

→ La microstructure cannelée : la résistance mécanique est considérablement améliorée sans pour autant que la ductilité en soit diminuée. Dans le cas d'un titane de grade 1, cette microstructure aux propriétés très intéressantes, le rapprocherait d'un alliage d'or de type III.

Malheureusement à l'heure actuelle, les vitesses de refroidissement ne sont pas parfaitement maîtrisées, donc le type de microstructure obtenu non plus : les caractéristiques mécaniques peuvent varier d'une coulée à l'autre.

2-2-1-6- Finition des pièces coulées :

De manière générale, il existe plusieurs procédés d'amélioration des états de surface : soit des méthodes de traitement de surface mécaniques (polissage, projection), soit des méthodes chimiques ou électrochimiques, les deux pouvant être combinées. La seule voie de polissage au laboratoire de prothèse, est le polissage mécanique, mais il doit être adapté pour répondre aux spécificités du titane (37).

Le procédé classique de finition polissage pour un alliage est généralement le suivant :

- Le grattage qui est une opération manuelle.
- La rectification qui est un procédé utilisant l'outil-meule.
- La super finition et le polissage.
- Le brillantage et le lustrage qui parachèvent la pièce coulée. (35)

Concernant le titane, certains fabricants de prothèse dentaire ont commercialisé des kits de polissage spécifiques, et ils proposent tous la même chronologie de mise en œuvre :

- Dégrossissage à l'aide d'une fraise métallique.

La composition des fraises métalliques et la vitesse de rotation des instruments seront adaptées pour résister à l'échauffement local. Ensuite, après l'élimination de l'alpha-case ainsi effectuée, un sablage assurera la régularisation des états de surface. Puis, un nettoyage à la vapeur et/ou aux ultrasons éliminera les copeaux et les pollutions résiduelles.

- Surfaçage, avec des meulettes en caoutchouc et des pointes à polir (et parfois une pâte à polir).
- Polissage fin des zones au relief plus tourmenté.
- Brillantage final.

Le résultat obtenu serait équivalent à ceux obtenus avec des alliages précieux, mais le temps de travail est néanmoins augmenté en raison de la diminution de la vitesse de rotation des instruments utilisés.

Les techniques de polissage électrolytique, parfois employées en industrie, ne sont pas réalisables au laboratoire de prothèse en raison du caractère instable et détonnant des bains chimiques. Ils seront toutefois employés en Odontologie, pour la fabrication industrielle d'instruments endodontiques.

Une autre méthode de finition, plus homogène, avait été proposée par DOUKHAN et coll. (1993,1994) : la tribofinition, basée sur une usure contrôlée des surfaces, mais le temps nécessaire à ce procédé l'a rendu irréalisable au quotidien.

2-2-1-7- Les problèmes liés à la coulée : (7,40)

2-2-1-7-1- Description :

Selon les travaux de IDA au début des années 90, les problèmes les plus importants liés à la coulée du titane seraient la rugosité superficielle, les porosités internes et les coulées incomplètes.

2-2-1-7-1-1- Rugosité superficielle :

Les facteurs qui peuvent diminuer la rugosité de surface sont :

- La composition du revêtement : il faut utiliser des revêtements de faible réactivité.
- La présence ou l'absence d'enduit superficiel.
- La température du moule : il faudra une température du moule plutôt basse.
- La faible épaisseur des maquettes en cire.

2-2-1-7-1-2- Porosités internes :

Les facteurs qui peuvent diminuer les porosités internes sont :

- La pression de coulée : elle doit être faible.
- L'herméticité du système de coulée pour éviter les pollutions responsables des inclusions gazeuses dans les pièces de coulée.
- L'absence d'aspiration.
- L'absence d'évents.
- La faible réactivité du revêtement.

2-2-1-7-1-3- Coulées incomplètes :

Les facteurs permettant d'augmenter la coulabilité du titane et de ces alliages sont :

- Le diamètre élevé des tiges de coulée.
- Une pression de coulée élevée.
- Une aspiration.
- Des événements.
- La température du moule qui devra être plutôt élevée.
- Une maquette en cire épaisse.

L'ensemble des recommandations mises en évidence pour diminuer ces problèmes sont bien souvent contradictoires (fig.23).

Fig.23 : Tableau récapitulatif des recommandations améliorant la qualité des pièces coulées et leurs contradictions (d'après MEYER, 1993) :

		Conditions recommandées pour la coulée du titane							
		Revêtement		Technique coulée					
		Réactivité	Perméabilité	Epaisseur maquette	Diamètre tige de coulée	Pression coulée	Température du moule	Event	Succion
Défauts de coulée	Rugosité	Faible	-	Mince	-	-	Faible	-	-
	Porosité	Faible	Faible *	Mince *	-	Faible *	- *	Non *	Non *
	Coulabilité	Faible	Elevé	Epaisse	Epaisse	Elevé	Elevé	Oui	Oui

* : contradiction

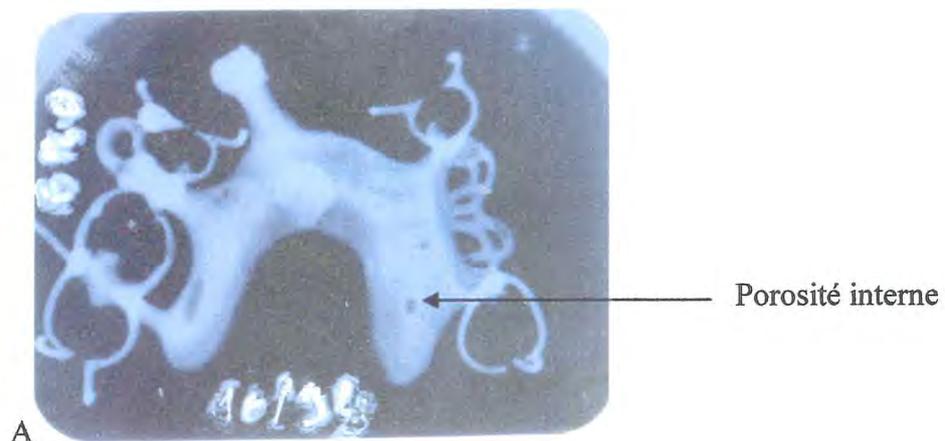
2-2-1-8-2- Inspection des porosités du titane coulé : la radiographie:

La coulée métallique du titane et de ses alliages peut engendrer aussi bien des porosités externes, visibles à l'œil nu, que des porosités internes, extrêmement fragilisantes notamment au niveau des bras de crochets, et dont il conviendra de faire un dépistage.

La très faible densité du titane, permet aux rayons X d'un examen radiographique dentaire, de traverser une pièce prothétique coulée en titane beaucoup plus facilement que dans le cas des autres alliages conventionnels qui apparaissent d'une radio opacité particulièrement importante (fig.24) (11,52). Aussi, la taille, le nombre et la localisation de ces porosités internes dans une armature en titane pourront facilement être évaluées grâce à un examen radiographique simple :

- Utilisation d'un film occlusal placé sur une surface plane.
- L'armature après coulée est placée au dessus du film.
- Réglage du temps d'exposition de 30 secondes, avec un appareil radiologique réglé sur 90kV et 25mA. Le cône radiologique sera distant d'environ 10 cm de l'armature.
- Développement classique du film.

Fig.24 : Radiographies d'une armature en titane présentant des défauts de coulée (A) et d'une armature sans défauts de coulée (B) (issues du laboratoire Lemouel à Angers).





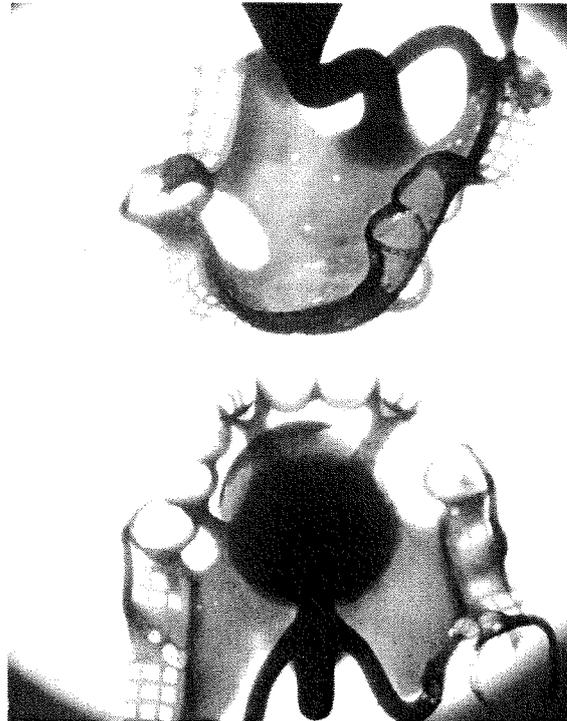
B

Il existe aussi des appareils spéciaux de contrôle radiographique pour le laboratoire de prothèse, comme le Trans. X® de Schütz Dental (fig.25 et 26).

Fig.25 : Photo du Trans. X® réalisée au laboratoire Lemouel à Angers :



Fig.26 : Image de contrôle d'un châssis en titane pur coulé réalisé avec le Trans. X®.



Pour pallier aux difficultés inhérentes à la coulée, les industriels ont mis au point d'autres procédés de mise en forme du titane.

2-2-2- Mise en forme par déformation :

Le formage, à chaud et à froid, est une technique essentiellement utilisée dans l'industrie spatiale, aéronautique ou navale, pour la fabrication de systèmes et d'équipements industriels de haute technologie. Ces procédés ont néanmoins intéressé le domaine odontologique, avec notamment à Nantes, l'application du formage à froid pour la réalisation de plaques de prothèse adjointe complète maxillaire en titane (3,38,39,40) .

2-2-2-1- Application de la superplasticité du titane : le formage à chaud.

2-2-2-1-1- Définition de la superplasticité :

La superplasticité est une propriété de déformation plastique : un matériau métallique « superplastique » présentera des allongements à la rupture pouvant atteindre des valeurs très élevées au cours d'essai de traction.

Le matériau superplastique se déforme grâce à un glissement des grains s'effectuant au joint des grains sans formation de sous-grains.

Le comportement superplastique d'un matériau peut être évalué selon l'équation suivante :

$$\dot{\epsilon} = \frac{A\mu_1/m}{D^a} \exp\left(-\frac{Q}{RT}\right) = \frac{K\mu_1/m}{K} \quad \text{soit} \quad \mu_1 = \frac{\dot{\epsilon}m}{K}$$

Où : $\dot{\epsilon}$ = vitesse de déformation

μ_1 = contrainte exercée

A= constante

D= taille des grains du matériau

a = coefficient caractérisant l'influence de la taille des grains

Q= énergie d'activation apparente

R =constante molaire des gaz

T =température

Le coefficient m correspond à la sensibilité de la contrainte à la vitesse de déformation, il doit être compris entre 0,3 et 1. Plus m est proche de 1, plus le matériau acceptera de forts allongements sous un faible niveau de contrainte.

K est un coefficient qui dépend des mêmes paramètres que m.

2-2-2-1-2- Conditions particulières d'application de la superplasticité :

2-2-2-1-2-1- La température :

Elle doit être élevée : $T > 0,5 T_f$

T_f est la température de fusion du métal considéré, en degrés Kelvin.

2-2-2-1-2-2- La granulométrie :

La taille des grains devra être comprise entre 1 et 10 μm environ pour les matériaux superplastiques. De plus cette structure doit être stable à une température élevée, ce qui limite son application aux alliages biphasés, c'est-à-dire :

- les alliages quasi monophasés
- les alliages eutectiques et eutectoides
- les alliages biphasés à structure micro duplex avec deux phases en proportion équivalente (le TA6 V4).

2-2-2-1-2-3- La vitesse de déformation :

Elle ne doit pas être trop élevée pour que le matériau atteigne son seuil de superplasticité.

2-2-2-1-3- Intérêt de la superplasticité : (39,40)

→ La ductilité des matériaux permet la réalisation de formes complexes en une seule fois.

→ La complexité des formes peut même être augmentée si l'on associe au formage thermoplastique, un soudage par diffusion.

→ Par rapport à une déformation à chaud conventionnelle, les efforts à appliquer sont plus faibles.

→ Les épaisseurs sont relativement uniformes.

→ On peut améliorer les propriétés mécaniques du métal en diminuant la taille des grains.

2-2-2-1-4- Concernant le titane : (3)

Le titane et ses alliages au dessus d'un certain niveau de température, voient d'une part leur ductilité s'améliorer, et d'autre part les difficultés à les déformer disparaître progressivement (soit : le retour élastique, le flambage et l'hétérogénéité des caractéristiques).

Si l'on associe en plus une élévation de température et une vitesse de transformation lente, on observe avec certaines nuances de titane une capacité exceptionnelle à s'allonger (1000% et plus) sans apparition de striction et sous un niveau de contrainte très faible : c'est le domaine superplastique du titane.

2-2-2-2- Le formage à froid : (39,40)

Le principe du formage à froid, est l'utilisation de très grandes vitesses de déformation des matériaux ; l'énergie cinétique se transforme en fait en énergie de déformation du matériau.

En appliquant ce principe, trois types de procédés utilisés dans l'industrie, peuvent être décrits :

- le formage par explosif
- le formage électrohydraulique
- le formage électromagnétique.

2-2-2-2-1- Le formage par explosif :

C'est aux Etats-Unis lors de la seconde guerre mondiale, avec la construction d'éléments de fusées, que s'est développé le formage par explosif.

Le principe : une partie de l'énergie libérée par la détonation d'un explosif crée une perturbation dans le milieu environnant sous forme d'onde de choc. Le milieu est en général de l'eau car il faut un milieu de transmission incompressible. Cette onde de choc se déplace à une vitesse dépassant plusieurs milliers de mètres par seconde, pénètre dans le matériau à former et lui communique une puissante impulsion qui appliquera le métal sur la matrice.

La pièce métallique subit en même temps l'action de l'onde de choc et celle du flux radial de l'eau. La déformation commence par le centre du flan et gagne ensuite les bords.

2-2-2-2-2- Le formage électrohydraulique :

Le principe : il s'agit d'une cuve contenant le liquide transmetteur (de l'eau là aussi), ainsi que les électrodes et la pièce à mettre en forme. Après la mise sous tension, des ions et des électrons, initiateurs de la décharge, sont libérés entre les deux électrodes formant un canal de conductivité. Une très grande quantité d'énergie est ainsi libérée en un temps très court ce qui se manifeste par un système gazeux complexe qui lui-même provoque une dilatation du milieu et des ondes de choc.

2-2-2-2-3- Le formage électromagnétique :

La mise en forme du matériau (conducteur), est dûe à de fortes impulsions développées dans le matériau placé dans des champs magnétiques intenses et pulsés. (38)

2-2-2-2-3-1- Le principe :

Il découle de trois lois importantes :

- la loi de Laplace : « Lorsqu'un conducteur parcouru par un courant est placé dans le champ magnétique d'un autre conducteur immobile, il est soumis à une force magnétique. »
- la loi de Foucault : « Lorsqu'un conducteur est soumis à un champ d'induction variable dans le temps, il est parcouru par un courant d'induction appelé « courant de Foucault » ou « courant parasite » ».
- la loi de Lenz : « Le sens du courant d'induction est toujours tel que le flux magnétique qu'il crée à travers la surface limitée par le circuit diminue les variations du flux magnétique qui ont produit ce courant d'induction. ».

Lorsque l'on ferme l'interrupteur de décharge, une bobine d'induction est parcourue par un courant i_1 et crée un champ magnétique variable qui induit dans la pièce placée en regard, un courant i_2 parallèle et de sens contraire à i_1 . La présence concomitante du champ et du courant engendre dans la pièce une force qui propulse celle-ci contre la matrice.

2-2-2-2-3-2- Description :

→ Champ magnétique :

La création d'un champ magnétique intense, pulsé et amorti, nécessite une énergie importante, dispensée par une batterie de condensateurs alimentée par un courant haute tension. Le courant libéré ou courant de décharge est une sinusoïde amortie.

→ Courant induit :

Les courants induits développés dans le matériau à former créent un champ magnétique qui s'oppose au champ initial et l'empêchent de pénétrer profondément dans le matériau.

Ce phénomène est appelé « effet de peau » ou effet Kelvin.

L'épaisseur du matériau où se retrouvent les courants induits est appelée « épaisseur de peau », ξ .

$$\xi = \frac{p}{\pi \mu_0 f}$$

Où : p = résistivité du matériau à former

μ_0 = perméabilité absolue

f = fréquence

Plus la fréquence est élevée, plus l'épaisseur de peau est faible.

Plus la résistivité du matériau est élevée, plus l'épaisseur de peau sera importante. Si cette épaisseur dépasse l'épaisseur du matériau à former, il se produit un effet de coussin magnétique, c'est-à-dire que le champ créateur traverse de part et d'autre le matériau et se réfléchit sur la matrice créant un effet analogue au premier mais s'opposant à la déformation.

Pour remédier à ceci, on peut soit augmenter la fréquence, soit placer un « propulseur » ou une plaque métallique de résistivité plus faible.

Pour une épaisseur de 1,5mm d'aluminium, les forces sont totalement développées à 4 KHz.

Pour la même épaisseur de titane, il faut des fréquences supérieures à 50 KHz.

→Pression électromagnétique :

La pression magnétique ou pression de Maxwell, résulte de l'interaction entre le champ magnétique créé par la bobine et les courants induits dans la pièce.

$$P = \frac{\mu H^2}{2} = \frac{B^2}{2\mu}$$

Où : P = pression électromagnétique, en Pascal

B = induction magnétique délivrée par la bobine, en Tesla

H = champ magnétique

Cette pression développée en quelques microsecondes, provoque une mise en mouvement du matériau par une forte impulsion.

L'utilisation de ce procédé pour la confection de prothèses adjacentes maxillaires a été étudié par une équipe nantaise et sera développé dans un chapitre suivant. L'épaisseur des plaques palatines pouvant être réduites à 3 à 4 /10 de millimètre.

Compte- tenu du matériel nécessaire pour ces trois techniques (par explosif, électrohydraulique, et électromagnétique), aucune ne peut être pratiqué de manière simple et courante en Odontologie.

2-2-3- L'électroérosion : (10,15,40)

On l'appelle aussi électro-soustraction. C'est une méthode d'usinage non conventionnelle basée sur un phénomène physique d'enlèvement de matière à partir de matières forgées.

2-2-3-1- Le principe :

L'électroérosion consiste à créer une série d'étincelles électriques entre une électrode d'une forme spécifique et la pièce à usiner, et ce dans un milieu liquide favorable (c'est-à-dire de haute résistivité, non conducteur, et qui a pour fonction d'élever la densité d'énergie et d'évacuer les résidus de matériau). On obtient une fonte ponctuelle du métal immédiatement éliminé par le passage d'un liquide diélectrique entre la pièce forgée et l'électrode (la précision peut atteindre 0,001 mm). C'est la forme de l'électrode d'attaque qui définit la forme obtenue par usinage. Les étincelles créées arrachent de petites quantités de matière permettant de réaliser des usinages sans copeaux, et sans les limitations propres aux autres éléments rotatifs ou linéaires. Le lingot de titane est considéré comme l'électrode positive, et l'outil comme l'électrode négative.

On distingue deux méthodes principales :

- l'usinage par pénétration d'une électrode d'attaque de la forme désirée (ram-type)
- l'usinage par découpage au moyen d'un fil. La forme de la découpe sera obtenue par déplacement soit de la pièce à usiner, soit du fil-électrode.

2-2-3-2- L'usinage par pénétration ou électro-érosion :

En 1989, Krupp commercialise un procédé de ce type, sans que cela ne soit un réel succès, en raison notamment de la lourdeur des équipements nécessaires. A partir d'une maquette en cire, on réalise des électrodes de travail par galvanoplastie de cuivre, qui attaqueront le titane jusqu'à l'obtention de la pièce désirée. Ce système permettait la réalisation de couronnes et de bridges.

Dans le même temps deux autres procédés, l'un scandinave (Procera® de Nobel pharma) et l'autre japonais ont été développés. Dans les deux cas c'est l'intrados des couronnes qui est réalisé par électro-érosion à l'aide d'électrodes en graphite préparées par usinage mécanique :

- le système Procera® : la forme de l'intrados à réaliser est mesurée par tatage mécanique, puis reproduite en graphite à l'aide d'une machine d'usinage mécanique à commande numérique.
- Le système japonais : la forme de l'intrados à réaliser est définie par mesure laser tridimensionnelle.

2-2-3-3- L'usinage par découpage à fil :

Il a été préconisé notamment pour la réalisation d'attache­ments en titane. Il est possible de réaliser des pièces d'une grande complexité grâce à un dispositif élaboré de commande numérique du plateau de travail.

La combinaison des deux systèmes (ram-type et fil) est également possible et a été appliquée pour la réalisation d'une prothèse partielle adjointe formée de couronnes en titane avec des zones de rétention usinées par électro-érosion, supportant des attache­ments usinés par découpage à fil et reliés par des éléments de jonction au niveau du palais réalisés eux aussi par découpage en électro-érosion.

D'autre part, on a démontré que les surfaces réalisées par électro-érosion dans de l'eau désionisée avaient un potentiel de rétention supérieur pour le scellement par des résines adhésives, contrairement à l'usinage dans de l'huile de kérosène (43).

2-2-4- Les méthodes d'usinage mécanique direct :

2-2-4-1- Généralités :

L'usinage mécanique direct présente également un grand intérêt même si le matériau peut être pollué par les outils d'usinage s'ils sont de nature différente de la pièce à usiner.

Les différentes techniques d'usinage par soustraction sont possibles sur le titane : décolletage, taraudage, fraisage... Ces techniques permettent la réalisation des pièces constitutives des implants, mais aussi de pièces en alliages de titane comme les instruments en Nickel-Titane pour la rotation continue. Dans les deux cas, les surfaces instrumentales doivent être traitées pour améliorer les défauts de surface dus aux instruments de coupe et optimiser les propriétés des pièces réalisées.

Concernant la réalisation d'éléments prothétiques, il s'agit en fait de la combinaison au laboratoire entre informatique, robotique et titane : ainsi différents systèmes de Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur peuvent être décrits (CFAO).

2-2-4-2- Les méthodes CFAO :

Le principe : un modèle de moignon est analysé soit par palpeur tactile, soit par palpeur optique, couplé à une acquisition informatique des données. Pour que la limite cervicale soit définie avec précision, la limite de la préparation se doit d'être décortiquée de manière nette, afin d'obtenir une arête. Les informations tridimensionnelles sont converties en un programme de fraisage. Un logiciel permet de définir la forme des extradados et de créer un programme de travail pour une machine d'usinage à commande numérique. La machine travaille à partir de blocs de titane de taille correspondant à la pièce à réaliser.

Le système de numérisation DCS Titan® fut le premier système du genre. La surface du modèle est mesurée grâce à une aiguille de palpation en tungstène, avec une tolérance de 3 microns. Ensuite, les programmes de travail obéissent tous à :

- Un cycle d'acquisition du relief.
- Un cycle de définition de l'environnement prothétique.
- Un cycle de réalisation de l'intradados.
- Un cycle d'adaptation occlusale.
- Un cycle d'usinage.

Ces systèmes CFAO présentent néanmoins des inconvénients liés, aux propriétés spécifiques du matériau :

- sa faible conductibilité thermique : des copeaux de titane peuvent se coller aux outils très sollicités.
- son caractère pyrophore : les copeaux de titane peuvent s'enflammer spontanément.
- son faible module d'élasticité : la pièce en titane fléchit fréquemment sous la pression des outils.

La flexibilité des pièces en titane peut être maîtrisée par une vitesse de coupe très lente et un bon système de refroidissement.

2-2-5- Les techniques d'assemblage du titane : (36)

L'élaboration d'éléments prothétiques en titane, leur réparation ou modification, peut nécessiter la réalisation de soudures.

Les techniques conventionnelles de soudage et de brasage ne sont pas applicables au titane en raison du fort potentiel d'oxydation du métal lors de sa chauffe, et des pollutions possibles par les métaux d'apports.

De plus le point de fusion élevé du titane nécessitera un apport énergétique ponctuel important pour assurer sa fusion.

Les conductivités thermiques et électriques du titane sont faibles, aussi, les contraintes apportées lors des opérations de soudure ne s'accumulent que de façon très locale.

D'autre part, le titane subissant une transformation allotropique à 882,5°C, on obtiendra la formation de différentes phases (si soudure autogène), ou la précipitation de composés intermétalliques (cas des soudures avec métal d'apport), se traduisant de toute façon par un phénomène de durcissement.

Aussi, des méthodes plus spécifiques au titane sont utilisées, plusieurs existent dans le domaine industriel, mais toutes ne sont pas applicables à l'odontologie.

Il existe deux techniques principales:

- le soudage par laser
- le soudage au micro-plasma (les torches à plasma)

Deux autres procédés ont également été décrits pour la soudure du titane, mais ils restent moins habituels :

- le brasage par infrarouge.
- la soudure intra buccale.

Ces techniques ont plusieurs caractéristiques communes :

- ils créent des sources énergétiques très importantes,
- cette énergie est ensuite transmise à distance de façon ponctuelle, et transformée en chaleur,
- les soudures se font sous une atmosphère contrôlée d'Argon, limitant ainsi les pollutions.

2-2-5-1- Le soudage au laser :

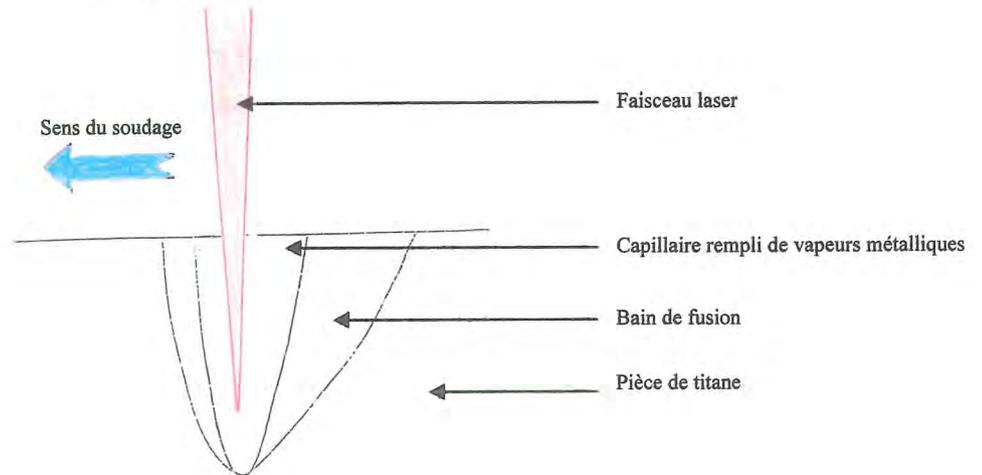
Le mot laser vient de l'expression Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation.

Le soudage par laser fait partie des procédés de soudage dits « à haute énergie ». (48)

Il repose sur la concentration (focalisation) d'un faisceau laser en un point, c'est-à-dire d'une source lumineuse peu divergente et de longueur d'onde déterminée. On peut obtenir au point d'impact des densités de puissance supérieures au MW / cm².

Les procédés à haute énergie, bénéficient de la formation d'un capillaire rempli de vapeurs métalliques avec un transfert direct de l'énergie au cœur de la matière, contrairement aux procédés conventionnels où l'on observe un transfert thermique de la surface vers l'intérieur de la pièce (fig.27).

Fig.27 : Soudage par faisceau laser (d'après A) :



Il existe différents types de faisceaux laser. Au laboratoire de prothèse, c'est le type YAG, c'est-à-dire un grenat d'Yttrium et d'Aluminium associé à un autre élément qui est le plus répandu (exemple, un grenat d'Yttrium et d'Aluminium dopé au Néodyme ou Nd : YAG, dont la longueur d'onde est de 1064 nm).

2-2-5-1-1- Généralités :

En Odontologie, le laser est un faisceau lumineux convergent et intense qui permet l'assemblage d'éléments en prothèse conjointe. (52)

Il est particulièrement adapté au titane pour deux raisons essentielles :

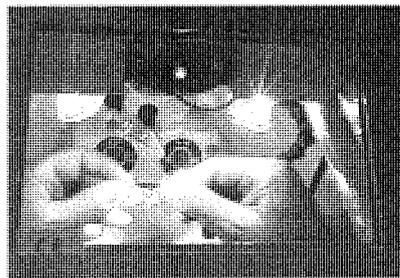
→ Le titane possède une forte affinité aux composants de l'air, ce qui entraîne son oxydation, altère la solidité du joint cristallin et de ce fait, la solidité de la pièce. Cette capacité d'oxydation du titane est un avantage pour sa biocompatibilité, mais un défaut pour les techniques conventionnelles de brasage.

→ La forte réactivité du titane à haute température, à cause de l'oxygène d'une flamme, rendra sa surface fragile et cassante.

2-2-5-1-2- Caractéristiques du soudage au laser :

- La manipulation est rapide car on n'a pas de préparation particulière d'un modèle en revêtement.
- Les faces à joindre doivent être parfaitement régulières et en contact.
- Il n'y a pas d'échauffement thermique de la pièce coulée, ni d'altération thermique par surchauffe grâce au réglage possible de la localisation de l'impact du rayon sur le joint (de 0,3 à 2 mm), de sa durée, de sa vitesse (4ms) et de son intensité (180 à 320 A).
- Par précaution, tous les soudages sont effectués sous atmosphère protégée d'argon, une buse orientable flexible assurant l'acheminement du gaz inerte au point de soudure. Les gaz brûlés sont évacués par une aspiration intégrée.
- La profondeur de la zone soudée est de 1mm à partir de la surface du joint. La zone affectée thermiquement est réduite.
- Un écran de contrôle grossissant ou un système optique avec un microscope permet d'effectuer les manipulations de façon précise (fig.28).

Fig.28 : Cabine de soudage laser avec admission d'argon (doc. Synergis)



Aussi, le soudage au laser, réalisé sous atmosphère neutre d'argon, est un très bon système permettant d'assembler le titane de manière stable face à la corrosion.

Le matériau d'apport est, dans cette technique, de même composition que l'alliage de base. Le laser permet de fondre tous les alliages et de réaliser la soudure sur le maître-modèle, ce qui est plus précis. Le retrait est minime, ce qui est très intéressant en implantologie.

2-2-5-1-3- Les applications :

- En prothèse fixée : souder les différents éléments constitutifs d'un bridge ou d'une armature de céramique (figure 29), réparer des bridges céramiques fracturés, souder une couronne à un bridge, renforcer des points d'occlusion ou des points de contact.

Figure 29 : Soudure laser d'armature de céramique (doc. Synergis)



- En prothèse amovible : souder une extension de selle de prothèse adjointe métallique, souder une potence de crochet sur le maître-modèle.
- En implantologie : souder les différentes parties d'un bridge sur le maître-modèle pour obtenir la passivation.

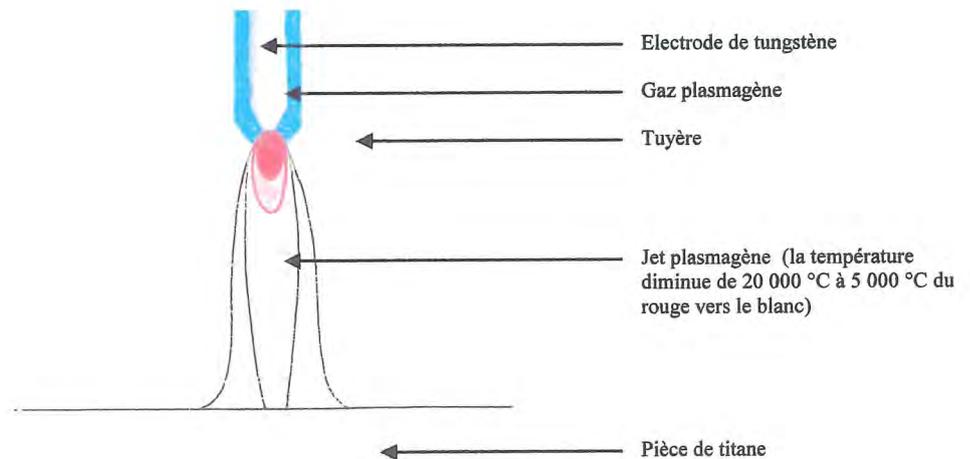
2-2-5-2- Le soudage au micro-plasma (36,40,47) :

Le soudage au micro-plasma est un procédé à l'arc sous protection de gaz inerte, avec une électrode infusible (tungstène thorié).

Le plasma est considéré comme étant le quatrième état de la matière, c'est-à-dire un état gazeux particulier formé d'un grand nombre d'entités chimiques (ions électrons, atomes, molécules), et apparaissant à des températures supérieures à 3000°C.

Toutes ces particules issues d'une décharge électrique sont propulsées par une torche spéciale à plasma dans le cas des applications de projection thermique, on obtiendra alors un jet plasmagène qui génère une énergie calorifique très élevée (plus de 20 000°C directement à la sortie de la tuyère (la tuyère est la constriction située à l'extrémité de l'arc où sort le jet plasmagène)) (figure 30). C'est cette énergie calorifique de l'arc qui fait fondre localement la pièce à assembler pour former le bain de fusion.

Figure 30 : Procédé arc micro-plasma :



Le soudage au micro-plasma permet de souder des pièces de très faibles épaisseurs et aboutit à une très faible déformation des pièces en raison de la concentration énergétique dans la colonne d'arc concentré de plasma.

Sur le plan métallurgique, la qualité des soudures, quelle que soit la méthode, semble bonne, même si l'on peut noter une légère différence : les torches à plasma entraîneraient plus facilement des zones fragiles de rupture néfastes à la pérennité des pièces prothétiques, la zone thermiquement affectée atteindrait 4mm pour les soudures au plasma contre 400µm pour les soudures laser. On observe également une augmentation de la dureté Vickers, plus importante pour le soudage micro plasma que pour le soudage laser.

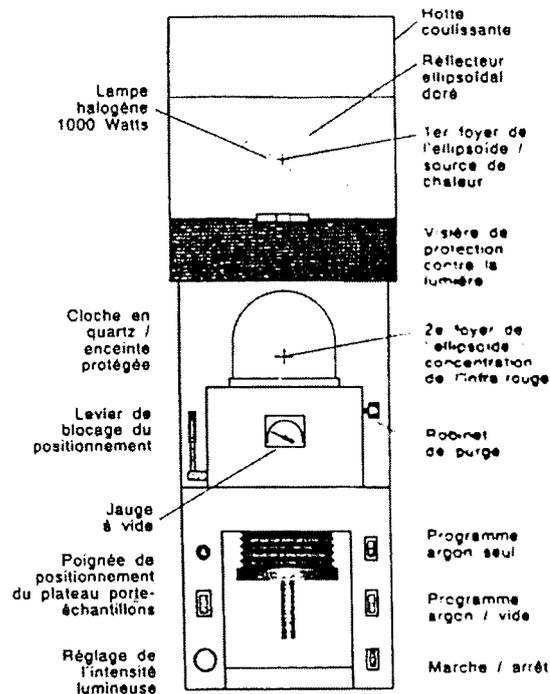
Ces deux procédés sont fiables, mais la soudure laser semble la plus appropriée aux éléments de prothèse dentaire. Son inconvénient reste l'investissement financier nécessaire à l'acquisition de ce dispositif.

2-2-5-3-Le brasage par infra-rouge et la soudure intra buccale :

2-2-5-3-1-Le brasage par infra-rouge : (40)

Cette technique a surtout été développée au Japon par les firmes Morita et Kobelco/Selec. Elle consiste à utiliser la chaleur développée par une ampoule halogène, à l'aide de réflecteur et d'un système de réglage de la puissance de l'ampoule. La chambre de brasage est également équipée d'un système de protection par un flux d'argon (fig.31).

Fig.31 : Système de brasage par infra-rouge (d'après le modèle RS-1® de Morita) (40)



2-2-5-3-2- La soudure intra buccale :

Ce procédé original a été décrit en 1987 par HRUSKA (37). Il utilise un dispositif avec fusion par arc électrique, le courant étant délivré par une pince sur les pièces à assembler. Selon lui, grâce à la faible conductibilité thermique du titane et à la forme de la pince, il n'y aurait pas de propagation de chaleur, ni d'oxydation des pièces en titane.

L'indication principale de ce procédé serait la correction du parallélisme des piliers de bridges, permettant ainsi selon l'auteur, de simplifier la préparation de ces dents piliers, et d'éviter des dévitalisations pour raison prothétique. Cependant, des apports thermiques de plus de 1750°C sur ces infrastructures fixées, même si le titane est faiblement conducteur, laisse un doute quant au danger potentiel pour la vitalité des organes dentaires.

3- LE TITANE EN PROTHESE A L'HEURE
ACTUELLE

3- LE TITANE EN PROTHESE A L'HEURE ACTUELLE:

3-1- Le titane en prothèse conjointe :

A l'heure actuelle, la réalisation d'éléments de prothèse conjointe en titane ou en alliage de titane permet l'obtention de résultats équivalents aux autres types d'alliages dentaires. Deux techniques sont employées aujourd'hui pour la confection de tels éléments. :

→ Le titane coulé.

→ Le titane usiné, les procédés CFAO.

Nous décrirons dans une première partie les différents systèmes disponibles à l'omnipraticien pour la mise en œuvre de prothèses conjointes en titane ou en alliage de titane.

3-1-1- Les procédés actuellement commercialisés :

3-1-1-1- Les systèmes de coulée :

En prothèse fixée, on préférera des préparations qui évitent les angles vifs ou trop marqués car leur reproduction plus aléatoire pourrait favoriser les inclusions gazeuses.

On optera donc pour un épaulement à angle interne arrondi, dont l'importance sera fonction de la morphologie de la dent considérée, de la présence ou non d'éléments cosmétiques ou de prothèse adjointe associée. On s'assurera d'une épaisseur de métal minimale de 0,3-0,4 mm afin d'assurer la coulée (ce qui correspond à l'épaisseur de la cire de modelage). La qualité de coulée du titane est fonction du diamètre des tiges d'implantation. On placera les tiges de coulée en « râteau » à double alimentation, les connexions entre le râteau et les chapes étant de 3 mm de diamètre et de 3 mm de longueur (12). La maquette doit être recouverte au minimum par 1 cm de revêtement, la tige de coulée présentera un trajet sinusoïdal, et aura un diamètre de 4 mm. Pour des éléments pluraux, des tiges de coulée supplémentaires seront ajoutées. On prendra soin d'arrondir et de lisser toutes les zones de raccordement. Le cône de coulée sera placé au centre du cylindre (34).

Au niveau de l'adaptation de l'intrados de la prothèse, elle est garantie car peu de matériau réfractaire est enchâssé dans cet intrados, donc les interactions possibles du métal en fusion seront minimisées. Lors de la coulée sur cette face, on observera donc une très faible épaisseur d'alpha case, donc une qualité de surface optimisée (35).

3-1-1-1-1- Systèmes statiques à pression/aspiration :

3-1-1-1-1-1- Doramat de Schütz :

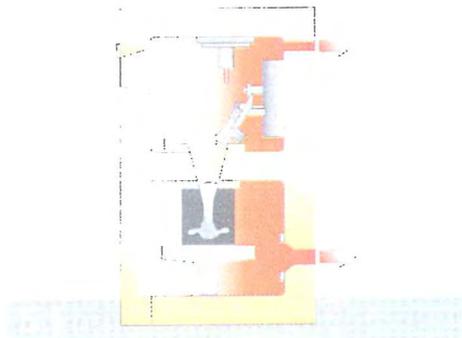
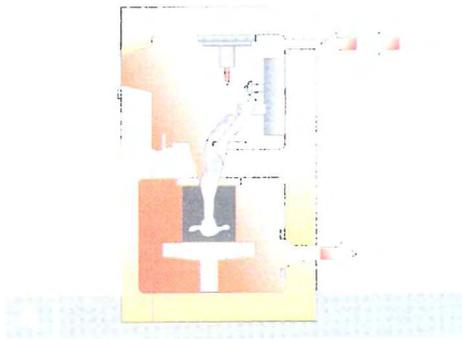
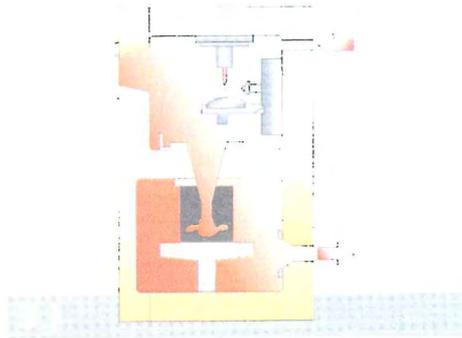
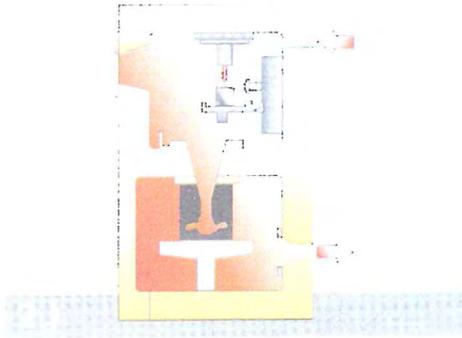
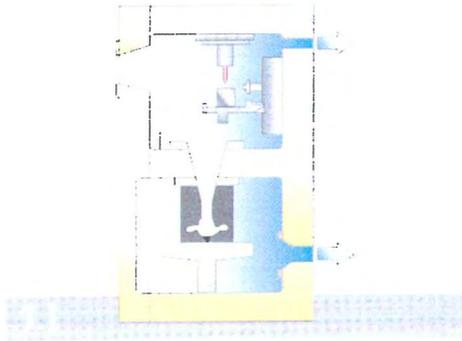
Cette machine (fig.32) combine la fusion des plots de titane à l'arc électrique, avec un système de coulée à pression aspiration, sous gaz inerte (argon).

Sa particularité est qu'elle permet aussi bien la réalisation d'éléments en titane (titane pur, grade1), ou en autre alliage, comme du Ni-Cr, Co-Cr, Ag-Pd, Au-Pd, Au-Pt, Au-Ti,... ; grâce à des programmes simples s'adaptant notamment aux températures de fusion des différents alliages.

La qualité des coulées permettrait une très grande précision, et la réalisation de coulées homogènes et reproductibles.

Fig.32: Doramat® de Schütz Dental, vue externe de la machine et principe de fonctionnement (document Schütz Dental) :





Légende :

1. / Le vide est effectué à l'intérieur de la machine (chambre supérieure et inférieure).
2. / Remplissage d'argon dans les deux chambres.
3. / Fusion du plot de titane dans la chambre supérieure.
4. / Bascule du creuset avec augmentation de la pression d'argon, et coulée du titane en fusion.
5. / Coulée terminée, l'atmosphère d'argon est évacuée.

3-1-1-1-2- Les frondes :

Il existe différents types de frondes, horizontales ou verticales, selon les fabricants.

3-1-1-1-2-1- Système Erscem® :

Cette fronde horizontale (fig.33) possède une commande électronique du moteur spéciale permettant de régler la force de centrifugation, avec une haute accélération pour le départ, et un ralentissement ensuite (15). Cette fronde n'est plus commercialisée.

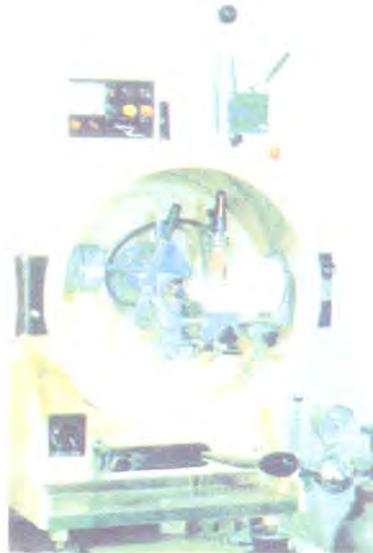
Fig.33 : Vue interne de la fronde Erscem®, photo réalisée au laboratoire de prothèse Lemouel à Angers.



3-1-1-1-2-2- Système Ohara® :

La fronde Ohara® (fig.34) est de type verticale, elle développe une accélération considérable, grâce à un système de ressort, et diminue ainsi la durée de la coulée par 3 ou 4. (15)

Fig.34: Vue interne de la fronde Ohara® (15) :



3-1-1-2- L'usinage : les systèmes de Confection et de Fabrication Assistés par Ordinateur (CFAO) :

3-1-1-2-1- Le D.C.S. Titan® de D.C.S. :

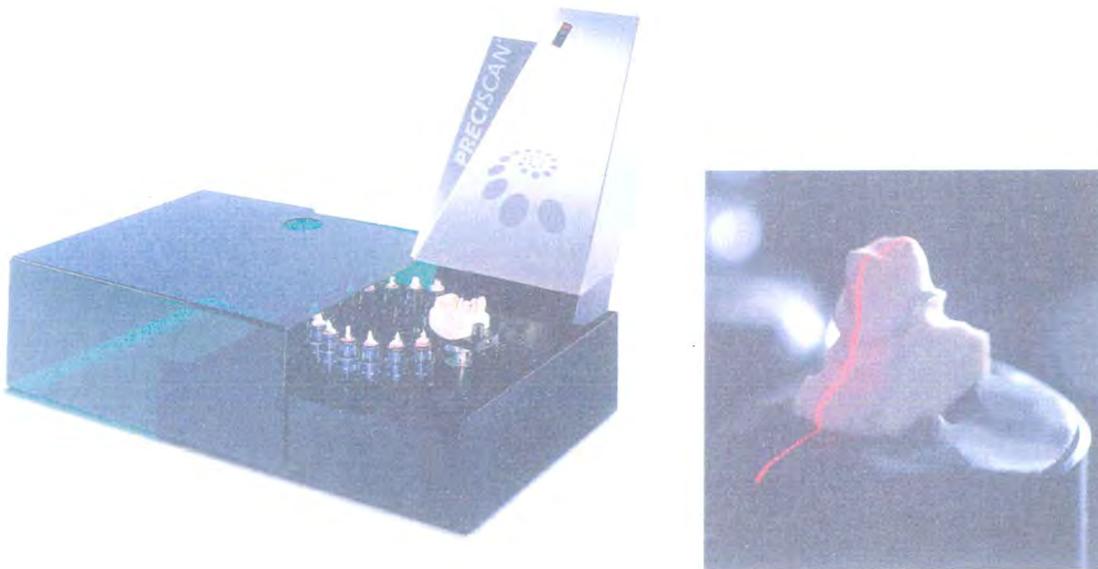
Premier système du genre, Schreuder & Co commercialise aujourd'hui le système Precident® qui comporte deux unités :

- D.C.S. Preciscan® : l'outil de mesure par scannage optique (mesurage au laser) (fig.35). Il permet de scanner jusqu'à 14 dies successivement en une seule opération, couronnes ou bridges. Il permet aussi de scanner des modèles traditionnels en plâtre sans les endommager grâce à une préparation « hors toucher ».

Le stockage digital se fait simultanément et est modifiable ultérieurement sur ordinateur. Le laser capte jusqu'à 300 000 points par minute.

Entre les deux, un logiciel (D.C.S. Dentform®) permet d'enregistrer, de corriger, de stocker et de transmettre les données au centre d'usinage ainsi que les doléances du praticien dans les fichiers patient.

Fig.35 : Vue externe de Preciscan® et du scannage optique d'un modèle (doc. D.C.S.) :



- D.C.S. Precimill® : machine à fraiser conçue pour tout type de matériau, à partir de blocs rectangulaire : titane bien sur, mais aussi céramique et de nombreuses matières synthétiques (fig.36). Le mandrin est entièrement automatique et 12 fraises sont à disposition. Le changement de fraise se fait automatiquement, ainsi que la mesure de leur usure.

Fig.36 : Vue externe de Precimill® (doc. D.C.S.) :



3-1-1-2-2- Le Pro 50® de Cynovad :

Il est basé globalement sur le même principe.

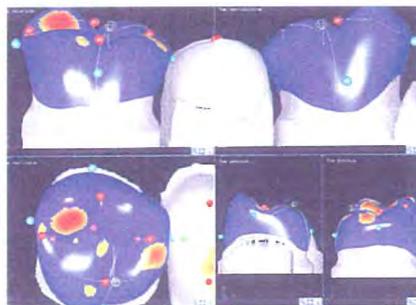
- Au laboratoire, le capteur optique permet la numérisation en 3 dimensions de la situation clinique sur modèle en plâtre en moins de 30 secondes pour une préparation (fig.37). La visualisation et la numérisation des contacts avec l'arcade antagoniste est possible, et le contrôle de la forme peut se faire grâce à du papier d'occlusion virtuel. La capacité de mesure est énorme (une arcade complète avec le palais et les antagonistes), et ce capteur permet l'enregistrement de 24 préparations par session. Les données sont ensuite transmises par Internet au centre de production Cynovad.

Fig.37 : Capteur optique 3D utilisant la technologie du codage chromatique (doc. Cynovad) :



- Le logiciel Pro 50® permet la gestion de différents paramètres de la future prothèse : espace ciment, contact avec les dents adjacentes (fig.38), épaisseur du matériau. La prothèse est élaborée sur le logiciel de conception, en fonction du choix du matériau (non métallique, ou en alliage précieux ou non). La conception est rapide (environ 3 minutes).

Fig.38 : Contrôle de la forme en temps réel avec un papier d'occlusion virtuel (doc. Cynovad) :



- Au centre de production, après réception de la commande, le calcul des méthodes de fabrication est automatique (fig.39), la prothèse est fabriquée, nettoyée, et subit un contrôle qualité. Elle est ensuite livrée sous 48 heures.

Fig.39: Usinage d'une pièce en titane, conception virtuelle et résultat d'usinage d'un bridge en titane (doc. Cynovad) :



On pourrait également parler du système Procera de Nobel Biocare qui utilise globalement les mêmes principes.

3-1-1-3- Comparaisons entre technique coulée et usinée:

3-1-1-3-1- Avantages et inconvénients de la coulée du titane :

Une technique de coulée bien maîtrisée et rigoureuse, permet l'obtention de résultats tout à fait satisfaisants. Néanmoins, il existe toujours des risques de défauts de coulée, essentiellement concernant les prothèses adjointes partielles.

Cette technique garde de toute façon l'exclusivité pour la réalisation d'éléments de prothèse adjointe et reste pour l'instant irremplaçable.

3-1-1-3-2- Avantages et inconvénients du titane usiné :

Le titane usiné ne subit aucune transformation structurale et ses propriétés mécaniques restent de ce fait parfaitement inchangées. Il n'y a aucun risque de formation de porosité interne, ou de défauts de surface. La CFAO permet de contrôler et de régler un certain nombre de paramètres, comme la gestion de l'épaisseur d'espaceur, de façon homogène.

Cette technique est totalement reproductible.

Cependant on ne peut réaliser en titane usiné que des éléments de prothèse conjointe, de la couronne unitaire au bridge complet, mais en aucun cas d'éléments de prothèse adjointe.

3-1-2- Le problème de la céramique pour titane : (12,27,31,42)

L'utilisation de la technique céramo-métallique sur titane posait au départ plusieurs problèmes :

→ Le point de transformation allotropique du titane à 882°C qui nécessite l'emploi de céramiques basse fusion spécifiques (600°C), les températures de fusion classiques des céramiques étant souvent supérieures à 1000°C.

→ Le faible coefficient de dilatation thermique du titane ($9.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$), entraînerait des craquelures néfastes aux propriétés mécaniques de la céramique.

Avec l'emploi de certains éléments d'addition (vanadium...), on peut néanmoins augmenter ce coefficient (35).

→ Elles doivent de plus, pouvoir interagir avec la couche d'oxydes qui se forme durant la cuisson.

3-1-2-1- Les céramiques pour titane :

Plusieurs fabricants proposent aujourd'hui des céramiques basse fusion qui associent :

→ Un point de fusion bas.

→ Un coefficient de dilatation compatible avec celui du titane.

→ Une capacité de réaction avec la couche formée par les oxydes formés en surface de la pièce métallique.

Le premier fabricant à avoir proposé de telles céramiques, fut la société Ducera, avec sa Low Fusing Ceramic L.F.C. ®, à la fin des années 80. C'était une céramique amorphe, monocristalline, à base de quartz fluorhydrique de synthèse.

Les céramiques basse fusion permettent un grand nombre d'applications : inlays, onlays, jacket, épaulement en céramique pure, correction des formes et des teintes, réalisation et réparation des céramo-métalliques, même après soudures secondaires.

3-1-2-1-1- Caractéristiques optiques : (16)

→ Les basses températures garantissent une opalescence des masses « incisales » et transparentes plus stables même après plusieurs cuissons.

→ Le rendu esthétique est comparable à celui des autres céramiques grâce à une palette de teinte développée.

→ On peut obtenir un effet opale de l'émail dentaire, grâce à leur densité élevée et à leur structure de surface : la lumière est bien dispersée et la transparence est garantie.

3-1-2-1-2- Caractéristiques physiques : (16)

Plusieurs caractéristiques physiques ont été rapportées (suite à l'obtention des normes ISO et DIN) :

→ Résistance deux fois supérieure à celle d'une céramique conventionnelle (lors de tests à l'arrachement).

→ Absence de rugosité et de porosité de surface, leur coefficient d'abrasion est proche de celui de la dent naturelle.

→ Résistance à la flexion plus de deux fois supérieure à la norme.

→ Bonne mouillabilité qui garantit une liaison parfaite entre le métal, l'opaque et la dentine.

3-1-2-1-3- Caractéristiques chimiques : (16)

Par rapport aux premières céramiques basse fusion, cette nouvelle génération présente les avantages suivants :

→ Diminution de l'hydrolyse salivaire

→ Exceptionnelle résistance aux solutions fluorées.

→ Parfaite liaison céramo-métallique qui autorise la possibilité de retouches des formes et des teintes, et le réglage de l'occlusion et des points de contact (intéressant en prothèse implantaire).

3-1-2-2- Construction d'une céramo-titane : (28)

Fig.40: Bridge céramo-titane (doc. Synergis) :



Les étapes de construction d'un élément céramo-métallique sur titane (fig.40) restent proches du protocole utilisé pour un élément céramo-métallique sur un autre alliage, cependant certains impératifs doivent être respectés.

- Tout d'abord, il convient d'éliminer la couche d'alpha-case présente à la surface de la pièce coulée. Pour ce faire, plusieurs protocoles sont proposés par les fabricants. Un sablage avec de l'alumine 125 μ m sous 2 à 3 bars, est une technique classique permettant cette préparation. Le procédé Ohara, préconise quant à lui, une attaque acide des surfaces pendant 30 à 60 secondes dans des bains d'acides forts. Différentes études (16) ont montré que la qualité d'adhésion de la céramique sur titane était comparable à celle des céramiques sur autres alliages, sauf si la surface des chapes en titane brut de coulée n'était pas débarrassée de la couche superficielle d'alpha-case. Cette étape est donc primordiale. Ensuite, un nettoyage rigoureux à la vapeur termine cette première étape.

Il est également recommandé ensuite de laisser la pièce en titane reposer une dizaine de minutes afin de laisser la couche de passivation protectrice se former.

Concernant la liaison de la céramique sur le métal, elle est garantie par la diffusion de la céramique, suffisamment fluide, entre les interstices présents à la surface de l'armature. La surface métallique est donc traitée par sablage pour éliminer la couche d'oxydes et conserver les bords marginaux intacts.

Les essais mesurant l'adhésion, la résistance mécanique, et la dureté donnent des résultats très satisfaisants (résistance à l'arrachement céramique/métal supérieure à 40 MPa lors du test Schwickerat, la norme ISO 9693 n'imposant que 25 MPa).

Ces qualités mécaniques s'accompagnent d'une stabilité remarquable du produit durant la cuisson :

→ Stabilité thermique.

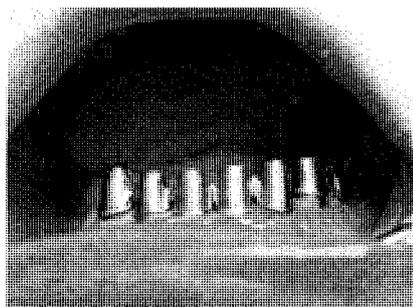
→ Stabilité de teinte, de luminosité et d'opacité.

Les cas cliniques à un an montrent une parfaite pérennité esthétique et fonctionnelle des éléments céramo-titane, l'hygiène du patient constituant bien sûr un facteur primordial (42).

3-1-3- Coulée des supra-structures en titane sur implant : (40)

L'une des grandes applications du titane en prothèse conjointe réside bien sûr dans les supra-structures sur implants étant donné que les implants sont eux-mêmes en titane, ce qui permet de réaliser des réhabilitations prothétiques monométalliques, en évitant de ce fait, les risques de corrosion galvanique (fig.41). La rigueur de la réalisation de ces supra-structures sera plus que jamais indispensable car l'adaptation de ces pièces sur les implants doit être irréprochable et aucune mobilité n'est permise entre la superstructure et l'implant. Les conditions de coulée et notamment la préparation du revêtement seront soumises à une attention toute particulière.

Fig.41 : Photo de supra-structures en titane sur implant (doc. Synergis) :



Concernant la liaison de la céramique sur le métal, elle est garantie par la diffusion de la céramique, suffisamment fluide, entre les interstices présents à la surface de l'armature. La surface métallique est donc traitée par sablage pour éliminer la couche d'oxydes et conserver les bords marginaux intacts.

Les essais mesurant l'adhésion, la résistance mécanique, et la dureté donnent des résultats très satisfaisants (résistance à l'arrachement céramique/métal supérieure à 40 MPa lors du test Schwickerat, la norme ISO 9693 n'imposant que 25 MPa).

Ces qualités mécaniques s'accompagnent d'une stabilité remarquable du produit durant la cuisson :

→ Stabilité thermique.

→ Stabilité de teinte, de luminosité et d'opacité.

Les cas cliniques à un an montrent une parfaite pérennité esthétique et fonctionnelle des éléments céramo-titane, l'hygiène du patient constituant bien sûr un facteur primordial (42).

3-1-3- Coulée des supra-structures en titane sur implant : (40)

L'une des grandes applications du titane en prothèse conjointe réside bien sûr dans les supra-structures sur implants étant donné que les implants sont eux-mêmes en titane, ce qui permet de réaliser des réhabilitations prothétiques monométalliques, en évitant de ce fait, les risques de corrosion galvanique (fig.41). La rigueur de la réalisation de ces supra-structures sera plus que jamais indispensable car l'adaptation de ces pièces sur les implants doit être irréprochable et aucune mobilité n'est permise entre la superstructure et l'implant. Les conditions de coulée et notamment la préparation du revêtement seront soumises à une attention toute particulière.

Fig.41 : Photo de supra-structures en titane sur implant (doc. Synergis) :



3-2- Le titane en prothèse adjointe :

3-2-1- La prothèse adjointe complète :

3-2-1-1- Intérêt de l'utilisation du titane :

De nombreuses propriétés du titane en font un matériau de choix en Odontologie, et notamment concernant la confection de plaques de prothèse adjointe complète maxillaire :

→ Sa légèreté apporte au patient un confort indéniable, et le met en compétition avec la résine beaucoup plus fragile et qui nécessite des épaisseurs de plaque assez importante. Par rapport aux alliages classiques en chrome cobalt, sa densité est quasiment deux fois moindre ($4,5\text{g/cm}^3$ au lieu de $8,5$). A épaisseur égale une prothèse en titane sera donc deux fois plus légère.

→ Sa mouillabilité, très intéressante pour la tenue en bouche des complets maxillaires permet une bonne intégration des prothèses notamment chez les patients présentant une diminution du flux salivaire.

→ Sa neutralité de goût, qui favorise l'intégration de la prothèse par le patient, contrairement au goût métallique fréquemment rapporté par les sujets porteurs de prothèse d'un autre alliage. Ce confort s'associerait en plus à une meilleure perception des écarts thermiques des aliments.

→ La présence de la couche d'oxydation superficielle, qui lui confère une excellente résistance à la corrosion. Cette stabilité est un avantage face à la biodégradation des résines.

→ Sa totale innocuité vis-à-vis des tissus muco-gingivaux environnants. Aussi, si le polissage a été parfaitement réalisé, on ne constate que très rarement d'inflammation gingivale sous-prothétique car la plaque dentaire n'adhère pas sur le titane.

Au niveau buccal, l'utilisation du titane n'engendre aucune contrainte particulière. Actuellement seule la coulée permet la confection de plaques en titane, mais la maîtrise et la rigueur de ses utilisateurs restent des facteurs essentiels à leur réalisation.

3-2-1-2- Les paramètres de réalisation au laboratoire :

3-2-1-2-1- Coulée des armatures de prothèse adjointe complète en titane :

Elle reprend l'ensemble des principes de coulée énumérés dans les chapitres précédents (13) :

- Coulée effectuée sous vide ou sous pression d'argon.
- Utilisation de revêtements et/ou de creusets spéciaux.
- Augmentation du nombre et de la taille des tiges de coulée.
- Traitement des pièces coulées obtenues pour éliminer la couche d'alpha case.

Les résultats obtenus aujourd'hui avec cette technique sont tout à fait satisfaisants et parfaitement maîtrisés.

Néanmoins, face aux contraintes et aux difficultés rencontrées initialement avec la coulée, les recherches s'étaient portées sur le formage du titane. Malgré des résultats également très corrects, les moyens techniques nécessaires à ce procédé ont empêché son développement.

3-2-1-2-2- Le formage électromagnétique pour l'élaboration de plaques de prothèse adjointe complète en titane :

Le protocole décrit par l'équipe de LEMOUNIER-VAN HEMERT en 1994, est un procédé expérimental (13,39).

Les étapes cliniques restent classiques et répondent aux exigences et techniques habituelles, quelques spécificités sont néanmoins à noter.

- Il faut réaliser une matrice en époxy polyuréthane, car le modèle en plâtre ne résisterait pas aux contraintes du formage.

- Une plaque en titane pur est utilisée, sous forme de tôle laminée et amincie par usinage électrochimique d'une épaisseur de $3/10^{\text{ème}}$ de mm.

- Sous l'effet d'un champ magnétique intense qui crée une pression électromagnétique, la plaque se « forme » sous vide.

- La plaque est ensuite découpée, et les selles sont perforées pour permettre une bonne rétention de la résine en regard des crêtes édentées.

Grâce à cette technique, les plaques palatines obtenues ont une très faible épaisseur, confortable pour le patient, allant de 3 à $4/10^{\text{ème}}$ de mm, avec un poids minime, une conductibilité thermique de la base et un poli parfait. L'adaptabilité des plaques semble également tout à fait satisfaisante au niveau notamment du joint vélopalatin.

3-2-2- La prothèse adjointe partielle :

3-2-2-1- Les paramètres de réalisation au laboratoire :

Seule la technique de coulée, aujourd'hui, permet de réaliser des prothèses adjointes partielles en titane (fig.42).

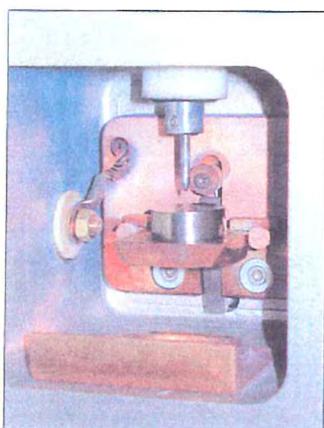
Fig.42: Réalisation d'un châssis en titane pur pour prothèse adjointe maxillaire (doc.du laboratoire Lemouel à Angers):



Modelage de l'appareil en cire prêt à être mis en cylindre de revêtement



Cylindre mis en place pour la coulée



Plot de titane pur placé sous l'électrode



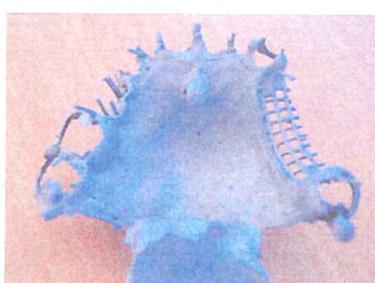
Fonte par arc électrique à 1800 °C



Cylindre après la coulée



Démoulage du cylindre



Appareil "brut de coulée"



Radiographies de contrôle

Au laboratoire de prothèse, on gardera une forme habituelle pour les maquettes en cire où en résine calcinable (34). Seulement quelques dimensions seront modifiées pour garantir une rigidité suffisante à certaines parties prothétiques :

→ L'épaisseur des plaques palatines passe de 0,6 à 0,8 mm.

→ Les crochets auront une section augmentée de 0,5 mm.

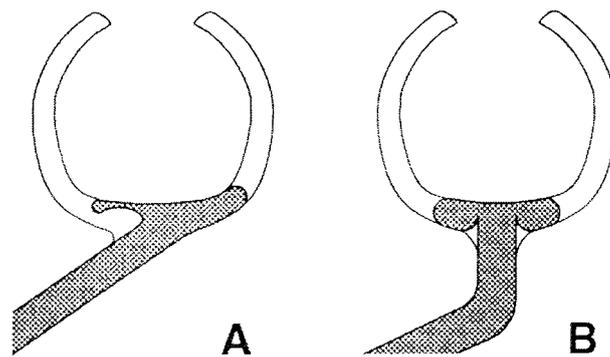
→ Les barres linguales auront une hauteur majorée de 1mm.

→ Les potences unissant les parties à appui muqueux aux appuis dentaires verront également leurs dimensions s'accroître, on leur donnera même parfois une forme pyramidale.

La maquette en cire sera munie de deux ou trois tiges d'apport selon sa taille, et le positionnement d'évents sera parfois recommandé. Le cône de coulée doit être idéalement centré.

D'autre part, une étude concernant l'influence de la forme des crochets de prothèses adjacentes partielles en titane coulé, sur les porosités internes des crochets (ces porosités constituant un risque potentiel de fracture des dits crochets.), a été réalisée très récemment par une équipe japonaise(5). Elle démontre que les bras de crochet ayant une forme incurvée (avec la formation d'un angle quasiment perpendiculaire avec les deux bras du crochet), entraîneraient la formation d'une quantité inférieure de porosités internes durant la coulée, que les bras droits de forme classique (fig.43).

Fig.43 : Schéma décrivant ses deux types de bras de crochet (d'après RUSSEL, 1993) :

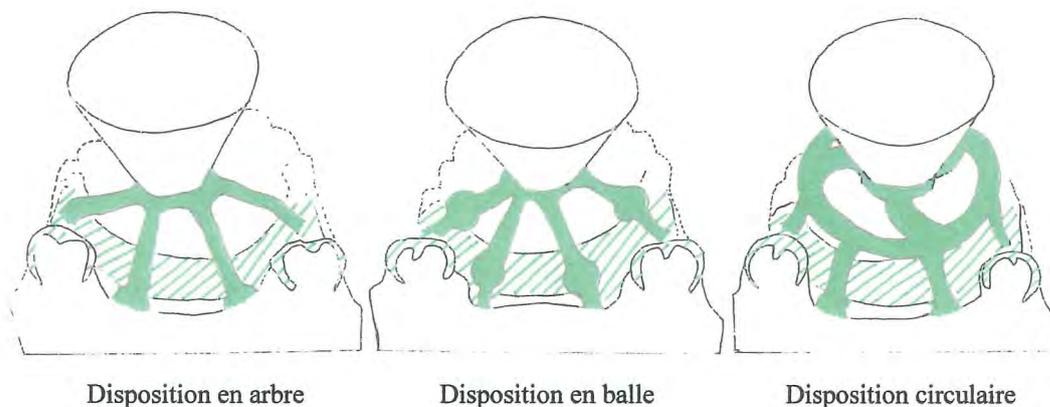


A = bras de crochet de forme droite classique.

B = bras de crochet de forme incurvée.

Enfin, une équipe américaine (1) s'est intéressée à l'incidence de la forme de la disposition des tiges de coulée pour une armature de prothèse adjointe partielle en titane, sur la qualité de la coulée, et notamment après examen radiographique, sur la quantité de porosités internes. Les tiges de coulées étaient disposées en arbre, en balle (c'est-à-dire que les tiges présentaient des excroissances en forme de boule à leur extrémité), ou de façon circulaire (fig.44).

Fig.44 : Dessin illustrant les trois types de disposition des tiges de coulée (d'après AL-MESMAR, 1999) :



De cette étude, ont été déduites les conclusions suivantes :

- Aucune coulée avec une disposition en balle ne s'est avérée défectueuse.
- La disposition en arbre a occasionné 20% de coulées défectueuses.
- La disposition circulaire a occasionné 60% de coulées défectueuses.
- La forme de la disposition des tiges de coulée, entraîne des différences qualitatives de défauts statistiquement significatives (taille des bulles...).
- En revanche, la différence n'est pas significative concernant le nombre total de porosités.

3-2-2-2- La fiabilité du titane coulé en prothèse adjointe partielle :

Les capacités rétentives des crochets, étudiées par Atzali et coll. en 1995, montrent que les crochets en titane conservent leurs propriétés mécaniques après déformation linéaire, qu'ils ne présentent pas de déformation linéaire dans le temps, et que leur flexibilité est intermédiaire entre les crochets en nickel-chrome et les crochets en cobalt-chrome (éléments rapportés dans un article de Kurdyk publié dans l'information dentaire en avril 1997, (35)).

Une autre étude récente américaine, a proposé une évaluation radiographique de 300 armatures de prothèse adjointes partielles en titane coulé, classées ensuite selon leur qualité en trois groupes :

- 1^{ère} catégorie : coulée techniquement acceptable : utilisation clinique possible.
- 2^{ème} catégorie : coulée techniquement acceptable après modifications avec une soudeuse laser.
- 3^{ème} catégorie : coulée inacceptable, réfection obligatoire.

En effet, la plupart des coulées entraînent des inclusions d'argon, visible à l'examen radiologique, plus ou moins rédhibitoires quant à l'évaluation de la coulée.

Les résultats sont les suivants :

- 250 sont classées en 1^{ère} catégorie.
- 41 présentent des inclusions d'argon nombreuses, mal localisées ou de taille importante, entraînant un classement en 2^{ème} catégorie.
- 9 sont totalement inacceptables.

On peut donc en déduire deux choses :

- A la lumière de cette évaluation, on peut considérer que la coulée du titane pour la confection d'armatures de prothèses adjointes partielles peut être utilisée en pratique quotidienne (291 coulées acceptables).
- Cependant, il semble indispensable que les laboratoires de prothèse équipés d'un système de coulée du titane, possèdent également un système de contrôle radiographique, ainsi qu'une soudeuse laser dans leurs locaux. On comprend l'inconvénient financier d'un tel

investissement (en plus de la machine de coulée), mais qui peut seul garantir la qualité et la reproductibilité des pièces coulées.

Enfin, il n'a pas été noté de différence significative quant à la pérennité des châssis réalisés en titane ou en chrome-cobalt.

Un reproche a cependant été rapporté par un bon nombre de patients : il concerne la teinte des prothèses adjointes souvent jugées trop terne, qualifiée de « champagne », due à la couche d'oxydes de surface formée au contact de l'air.(35)

Cependant, le titane semble le matériau de choix pour la confection de châssis métalliques chez les patients allergiques aux autres matériaux (cas clinique décrit par KONONEN en 1995 (32)).

3-3- Le titane en prothèse composite :

Une prothèse composite de qualité repose sur une rétention fiable entre la prothèse adjointe, les éléments conjoints et les éléments naturels (les dents) (fig.45).

Cette rétention pourra reposer sur 2 phénomènes :

- Exploitation d'une forme en contre dépouille (cas des crochets).
- La friction, qui concerne les attachements de précision.

Lorsque l'on exploite à la fois la friction et la contre dépouille, il s'agit alors d'attachements de semi-précision.

Afin d'assurer les frottements entre extrados de prothèses conjointes et intrados de prothèses adjointes, les surfaces ne seront pas polies, elles seront simplement sablées. C'est par exemple le cas de certains éléments de sustentation comme les barres cingulaires ou cingulo-coronaires, où les éléments conjoints seront des couronnes fraisées. On notera que le coefficient de frottement titane/titane est important et assure donc une rétention complémentaire.

Dans le cas des attachements de semi précision, il existe des préformes calcinables, dont l'utilisation assure une homogénéité sur le plan métallique, et ce même coefficient de frottement.

Il est possible d'optimiser la rétention au niveau des parties femelles des attachements, en réalisant des adjonctions de gaines en téflon.

Les contraintes de surdimensionnement de certaines parties de connexion des armatures, inhérentes à la coulée spécifique du titane, seront réalisées et intégrées plus facilement dans le cadre des prothèses composites. En effet, on pourra éviter les zones de sur-contour très gênantes sur le plan parodontal, avec des fraisages et contre-fraisages bien évalués.

La prothèse composite monométallique en titane permet de profiter au mieux des propriétés mécaniques et biologiques intéressantes de ce métal, tout en minorant les contraintes de majoration dimensionnelle des pièces de coulée.

L'indication de telles prothèses sera particulièrement posée chez les patients allergiques aux alliages classiques en cobalt chrome ou en nickel chrome, chez les patients présentant des diminutions du flux salivaire (en raison de l'excellente mouillabilité du titane), et enfin chez les patients présentant des pathologies carcinologiques, notamment dans la sphère orofaciale, chez qui les investigations radiologiques pourront être effectuées sans contrainte (34).

Fig.45: Illustration d'une réalisation de prothèse composite en titane (doc. Schütz Dental) :



3-4- Le titane en prothèse maxillo-faciale :

Les patients ayant subi une intervention chirurgicale, suite à des cancers de la sphère orofaciale, forment un grand groupe très hétérogène. La réhabilitation prothétique devra être individuelle, et adaptée à chaque situation. Néanmoins le traitement du cancer, vient en priorité, et la prothèse mise en place devra prendre en compte les éventuelles interventions chirurgicales secondaires, ou traitement par radiothérapie. De ce fait, la prothèse subit bien souvent des modifications secondaires. La prothèse dépend aussi de la présence ou non de dents résiduelles, de la taille de la résection, et de la quantité de tissus mous résiduels. Lorsque des dents naturelles persistent, la réalisation de prothèses à châssis métallique trouve son indication.

Elles sont généralement réalisées en cobalt-chrome, ou dans un autre alliage de ce type. Or, comme nous l'avons déjà vu, le cobalt, le chrome, ou le nickel peuvent provoquer des manifestations allergiques, pas seulement d'ordre local (comme des gingivites ou des stomatites), mais aussi, de façon générale, de l'eczéma ou des dermatoses. Le titane et ses alliages, présentent au contraire, d'excellentes propriétés de biocompatibilité, et de résistance à la corrosion. De plus les armatures en titane sont environ 40% plus légères que les armatures en cobalt-chrome, et 60% plus légères que les armatures en nickel-chrome.

Il s'agit plus particulièrement des obturateurs palatins, qui sont généralement des prothèses assez volumineuses, avec un poids en conséquence.

Très récemment, une équipe espagnole a réalisé aussi un protocole de confection d'un obturateur avec une armature en titane, associée à des résines photo polymérisables de faible densité, permettant de produire des obturateurs plus légers que ceux fabriqués avec les matériaux conventionnels.

Le faible poids de tels obturateurs minimise le phénomène de bascule de la prothèse, et facilite les réglages (46).

CONCLUSION

Le titane, grâce à ses remarquables propriétés physico-chimiques et de biocompatibilité, a depuis longtemps démontré son intérêt dans de multiples domaines d'applications odontologiques.

Aux éléments préfabriqués en titane pur ou en alliage de titane, comme les implants, les tenons dentinaires ou radiculaires, ou certains éléments utilisés en orthodontie ou en endodontie, viennent s'ajouter aujourd'hui l'ensemble des éléments prothétiques, en prothèse conjointe ou adjointe, grâce à la maîtrise grandissante des techniques de mise en forme du matériau. Le matériau en lui-même est abondant et bon marché. Il a longtemps connu des problèmes de mise en œuvre, ce qui semblait en limiter les applications compte tenu des surcoûts et investissements nécessaires.

Aujourd'hui, le perfectionnement des techniques de coulée, le développement de la CFAO, grâce à une qualité et une reproductibilité mieux garanties des pièces fabriquées, assure au titane un bel avenir dans le domaine de la prothèse. L'investissement matériel reste cependant relativement important et limite sa diffusion dans les laboratoires de prothèse, et la rigueur du travail doit être irréprochable pour garantir un résultat satisfaisant.

Cependant, avec l'évolution des matériaux cosmétiques (céramiques...), basé sur les mêmes procédés CFAO, il convient de modérer ces promesses d'avenir. De plus, certains laboratoires réalisent aussi des coulées métalliques avec de nouveaux alliages incluant du titane, afin d'obtenir une amélioration des propriétés mécaniques (augmentation de l'élasticité...), tout en permettant des coulées plus sûres. C'est le cas du Crutanium[®], alliage de Co/Cr incluant 5% de titane, et permettant des coulées très précises, la réduction des dimensions de la pièce par rapport au titane pur (diamètre des crochets notamment), et un potentiel d'activation des crochets accru.

Le TA6V, bien connu des implantologistes semble gagner du terrain également en prothèse, et réunit lui aussi des propriétés intéressantes, et une coulabilité aisée.

Néanmoins, le titane pur conservera toujours la place de choix dans tous les cas où la tolérance biologique et la résistance mécanique constituent des impératifs absolus.

ANNEXES

Isomorphe : p.19

Caractérise ici, un alliage de titane qui se trouve sous une forme de cristallisation complète selon une structure cubique centrée.

Eutectoïde : p. 20

C'est un alliage de titane pour lequel le passage d'une phase à une autre se fait à une température fixe et non dans un intervalle de température.

Essais mécaniques (9,26) :

- La dureté Vickers : p 29

Elle a pour abréviation V.H.N. ou V.P.N. pour Vickers Pyramidal Number.

L'essai Vickers utilise un pénétrateur en diamant, ayant la forme d'une pyramide de base carrée et d'angle au sommet de 136° . Lorsqu'il est appliqué sur l'échantillon au moyen d'une force F , il produit une empreinte pyramidale de surface S .

La dureté Vickers est définie par le rapport $H_v = F/S$, en MPa.

- Essai de traction : p 30

C'est un essai statique de courte durée qui permet de déterminer la courbe contrainte/déformation et qui est fondé sur le fait qu'une éprouvette soumise à un effort de traction se déforme et s'allonge dans le sens de l'effort. A partir de la courbe de traction, on peut déterminer le module d'élasticité en Pa, la limite élastique en Pa, la résistance à la traction en Pa et l'allongement à la rupture en %.

Il consiste à imposer une vitesse de déplacement V à l'une des extrémités d'une éprouvette, l'autre extrémité étant maintenue fixe.

TABLE DES ILLUSTRATIONS

- Fig.1 : Schéma de la réduction du tétrachlorure de titane selon le procédé de KROLL à l'aide de magnésium : p13
- Fig.2 : Image d'éponge de titane : p13
- Fig. 3 : Image d'un plot (diamètre 30mm, 4g) de titane prêt à couler : p14
- Fig. 4 : Image d'un bloc de rutile/hématite (Salvador de Bahia, Brésil) : p15
- Fig. 5 : Image de poudre d'ilménite : p15
- Fig. 6 : Tableau comparatif de la demande mondiale de différents métaux : p16
- Fig. 7 : Tableau illustrant sectoriellement les utilisateurs du titane : p17
- Fig. 8 : Composition chimique du titane pur DIN 17850 : p19
- Fig.9 : Schéma décrivant les différents réseaux allotropiques : p21
- Fig.10 : Influence de la teneur en oxygène du titane pur sur la limite d'allongement, la résistance à la traction et l'allongement à la rupture : p22
- Fig. 11 : Différents éléments d'alliage et d'addition du titane : p24
- Fig. 12 : Classification des éléments d'alliage du titane : p25
- Fig. 13 : Tableau illustrant les propriétés comparées des différents alliages de titane : p29
- Fig.14 : Tableau comparant la dureté du titane et des éléments dentaires : p31
- Fig.15 : Comparaison des limites élastiques et de la charge de rupture de trois métaux et alliages : p33
- Fig. 16 : Schéma illustrant la notion de mouillabilité : p36
- Fig. 17 : Conductibilité thermique de quelques métaux : p37
- Fig.18 : Caractéristiques essentielles du titane pur comparées à d'autres métaux et alliages : p48
- Fig.19 : Tableau : étude comparative de diverses combinaisons de matériaux pour moule : p58
- Fig. 20 : Schéma d'une machine à pression/aspiration : p62
- Fig. 21 : Schéma d'une machine à fusion à l'arc et injection centrifuge : p63
- Fig. 22 : Schéma récapitulatif des différents systèmes de fusion et de coulée du titane : p64
- Fig.23 : Tableau récapitulatif des recommandations améliorant la qualité des pièces coulées et leurs contradictions : p68
- Fig.24 : Radiographie d'une armature en titane présentant des défauts de coulée (A), puis d'une armature sans défauts de coulée : p69/70
- Fig.25 : Photo du Trans. X® : p70

- Fig.26 : Image de contrôle d'un châssis en titane pur coulé réalisé avec le Trans. X® : p71
- Fig.27 : Soudage par faisceau laser : p83
- Fig.28 : Cabine de soudage laser avec admission d'argon : p84
- Fig.29 : Soudure laser d'armature de céramique : p85
- Fig.30 : Procédé arc micro-plasma: p86
- Fig.31 : Système de brasage par infra-rouge : p88
- Fig.32 : Doramat® de Schütz Dental, vue externe de la machine et principe de fonctionnement : p91/92
- Fig.33 : Vue interne de la fronde Erscem® : p93
- Fig.34 : Vue interne de la fronde Ohara® : p94
- Fig.35 : Vue externe de Preciscan® et du scannage optique d'un modèle : p95
- Fig.36 : Vue externe de Precimill® : p96
- Fig.37 : Capteur optique 3D utilisant la technologie du codage chromatique : p97
- Fig.38 : Contrôle de la forme en temps réel avec un papier d'occlusion virtuel : p97
- Fig.39 : Usinage d'une pièce en titane, conception virtuelle et résultat d'usinage d'un bridge en titane : p98
- Fig.40 : Bridge céramo-titane : p101
- Fig.41 : Photo d'une supra structure en titane sur implant : p103
- Fig.42 : Réalisation d'un châssis en titane pur pour prothèse adjointe maxillaire : p107
- Fig.43 : Schéma décrivant les deux types de bras de crochet : p108
- Fig.44 : Dessin illustrant les trois types de disposition des tiges de coulée : p109
- Fig.45 : Illustration d'une réalisation de prothèse composite en titane : p112

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. AL-MESMAR HS, MORGANO SM et MARK LE.
Investigation of the effect of three sprue designs on the porosity and the completeness of Titanium cast removable partial denture frameworks.
J Prosthet Dent 1999;**82**:15-21.
2. ASSOCIATION TITANE
Qu'est-ce que le titane?
<http://www.titane.asso.fr/newsite/ctprop.htm>
3. ASSOCIATION TITANE
La mise en œuvre du Titane.
Recueil de conférence octobre 1995,145 p.
4. ATTAL J P et PICARD B.
Titane, biomatériau implantaire.
Inf Dent 1997;**79**(31):2189-2192.
5. BALTAG I, WATANABE K, KUSAKARI H et coll.
Internal porosity of cast titanium removable partial dentures: Influence of sprue direction on porosity in circumferential clasps of a clinical framework design.
J Prosthet Dent 2002;**88**:151-158.
6. BOUKHRIS G.
De l'intérêt du Titane TiAl64V passivé en Implantologie.
Implantodontie 1998;**30**:35-37.
7. BRUGIRARD J et GUIRALDENQ P.
Fonderie en pratique dentaire.
Encycl. Méd. Chir. (Paris), Odontologie,23646 C,3-1989,**11**.
8. BRUNE D.
Corrosion of gold alloys and titanium in artificial saliva.
Scand J Dent Res 1982;**90**:168-171.
9. BURDAIRON G.
Abrégé de biomatériaux dentaires.
Masson : Paris, 1989.
10. BURDAIRON G, ATTAL JP, MOULIN P et coll.
Le titane et ses alliages en prothèse.
Cah Prothese 1993;**81**:91-102.
11. CECCONI BT, KOEPPEN RG, PHENIX RD et coll.
Casting titanium partial denture frameworks: A radiographic evaluation.
J Prosthet Dent 2002;**87**:277-280.

12. CHOMET F, MARTIN B et LELIEVRE F.
Restauration métallo-céramique sur titane.
Synergie Prothétique 2003;**2**:31-40.
13. CILTERIO-BIGOT H, COEURIOT JL, COZLIN A et coll.
Confection des bases et des selles en prothèse totale.
Encycl. Méd. Chir. (Paris), Odontologie,23-370-M-10,1999,**6**.
14. DEGORCE T.
Actualité et perspectives du titane en odontologie- Propriétés et applications cliniques.
Inf Dent 1994a;**76**(24):2057-2064.
15. DEGORCE T.
Actualité et perspectives du titane en odontologie- Mise en forme du matériau.
Inf Dent 1994b;**76**(26):2257-2264.
16. DEGORCE T.
La céramique pour titane
Prothèse Dent 1995;**99**:13-17.
17. DELHORME M.
Construction d'une céramo-titane au quotidien.
Prothèse Dent 1995;**99**:19-22.
18. DESCHAUMES C, EL MOHTARIM B et MORENAS M.
Le titane coulé : vitesse de refroidissement et caractéristiques mécaniques.
Cah Prothèse 1997;**98**:35-44.
19. DUBRUILLE JH, DUBRUILLE MT, GOUDOT P et coll.
Réhabilitation orale et implantologie.
Encycl. Méd. Chir. (Paris),Odontologie;23-330-A-10, 2000:**30**.
20. ELAGLI K., HILDEBRANT HF et HAMME G.
Biocompatibilité du titane et de ses alliages.
Chir Dent Fr 1989;**59**:35-39.
21. FREREJOUAND E.
Titane et orthodontie.
Inf Dent 1997;**31**:2201-2203.
22. GINER LI, CORTADA M, RUSTULLET O et coll.
Libération d'ions métalliques en milieu salivaire artificiel d'implants dentaires en titane recouverts de leurs supra structures d'alliages métalliques.
Implantodontie 1998;**29**:35-41.
23. GRIZON F, AGUADO E, HURE G et coll.
Etat de surface (lisse/rugueux) et réaction osseuse au contact d'implants dentaires en titane. Etude à long terme chez le mouton.
Inf Dent 2000;**82**(39):3211-3217

24. GROSGOGEAT B, BALAYRE F, MALQUARTI G et coll.
Revêtements compensateurs.
Encycl. Méd. Chir. (Paris), Stomatologie-OdontologieII, 23-066-A-10, 1996, 8.
25. GUYONNET JJ, GREGOIRE G, CHAMPION S et coll.
Notions fondamentales sur le travail des métaux.
Encycl. Méd. Chir. (Paris), Stomatologie et Odontologie, 23646 A, 1992, 7.
26. HAUDIN JM, MONTHEILLET F.
Notions fondamentales sur les matériaux.
Paris : S.N.P.M.D. Editeur, 1989.
27. HEGENBARTH E.
Titane et céramique : progrès ou compromis ? 1^{ère} partie.
ATD 1992;3(1):35-39.
28. HEGENBARTH E.
Titane et céramique : progrès ou compromis ? 2^{ème} partie
ATD 1992;3(2):105-111.
29. HERAUD JE et SIGNORET R.
De l'allergie au titane en odontologie.
Inf Dent 1997;79(16):1082-1085.
30. HURE G.
A propos de l'état de surface des implants en titane pur.
Implantodontie 1994;14/15:28-32.
31. JULLIEM JB et SIMON J.
Réalisation au laboratoire de prothèse céramo-métallique
Encycl. Med. Chir. (Paris), Odontologie, 28-380-C-10, 1995, 8.
32. KONONEN M, RINTANEN J, WALTIMO A et coll.
Titanium framework removable partial denture used for patient allergic to other metals: A clinical report and literature review.
J Prosthet Dent 1995;73: 4-7.
33. KRIEF A.
Le nickel-titane fait sa révolution.
Inf Dent 2001;83(40):3439-3440.
34. KURDYK B.
Le titane en prothèse composite.
Cah Prothese 1996;93:73-80.
35. KURDYK B.
De l'usage du titane en prothèse dentaire.
Inf Dent 1997a;79(16):1073-1081.

36. KURDYK B.
La soudure du titane.
Inf Dent 1997b;79(36):2595-2598.
37. KURDYK B.
Le polissage du titane.
Inf Dent 1997c ;79(36):2061-2063.
38. LEMOUNIER- VAN HEMERT F.
Formage du titane appliqué à l'odontologie.
Thèse : 3^{ème} cycle Sci Odontol, Nantes, 1992.
39. LEMOUNIER-VAN HEMERT F, GIUMELLI B et LEMOUNIER J.
Formage du titane et prothèse adjointe totale.
Cah Prothèse 1994;86:37-46.
40. MEYER J-M.
Le titane en dentisterie: quels développements jusqu'à ce jour?
J Biomater Dent 1993;8:5-30.
41. NEBOT D et CURNIER F.
A propos des instruments endodontiques en nickel-titane.
Inf Dent 1997;79(31):2195-2198.
42. PRAUD C, MARTIN B, CHOMET F et coll.
Prothèse métal-céramique sur titane : illustration clinique.
Synergie Prothétique 2000;2(3):203.
43. QUINQUIS P, BATIFOUYE-CELHAY C et COLAT-PARROS J.
Le titane : un matériau de choix ?
J Biomater Dent 1993;8:31-48.
44. RAVNOHOLT G.
Corrosion current and pH rise around titanium coupled to dental alloys
Scand J Dent Res 1998;96:466-472.
45. REY JP.
Le problème du bimétallisme sur prothèse implantaire.
Implantodontie 1995;17:5-8.
46. RILO B, DA SILVA JL, MARTINEZ-INSUA A et coll.
A titanium and visible light-polymerized resin obturator.
J Prosthet Dent 2002;87:407-409.
47. SOUDAGE 2000
Procédé 15- soudage ARC MICRO-PLASMA
http://www.chez.com/soudage2000/procedede_micro15.htm

48. SOUDAGE 2000
Procédé 751- Soudage au laser
http://www.chez.com/soudage2000/procede_laser.htm
49. TOUMELIN C. F.
Propriétés électrochimiques des alliages métalliques utilisés en odontologie.
Encycl Méd Chir (Paris), Odontologie,23-063-C-10,1998,7.
50. VOIRY JG et LOUIS C.
Utilisation du titane en prothèse adjointe complète.
Inf Dent 1997;79(31):2205-2206.
51. VOUILLOT JL, DUBRUILLE JH et MUSTER D.
Matériaux implantables en chirurgie orale et maxillofaciale.
Implantologie 1999;206:213.
52. WALTER B.
Etapas de laboratoire concernant l'assemblage des éléments d'une prothèse conjointe plurale.
Encycl Méd Chir (Paris), Odontologie,23-380-B-30,1999,9.
53. WALTER MH.
Utilisation universelle du titane en dentisterie : perspective ou réalité ?
Implantodontie 1995;17:11-17.
54. WANG RR et BOYLE AM.
A simple method for inspection of porosity in titanium castings.
J Prosthet Dent 1993;70:275-276.

N° 43 16 03

GIGOU (Valériane).- Le titane en Odontologie, ses applications en prothèse.
136 f., ill., 30cm.-(Thèse : 3° cycle : Sci.odontol : Nantes : 14 avril 2003:).
N° 43 16 03

Les caractéristiques du titane en font un matériau incontestablement intéressant, tant sur le plan physico-chimique que biologique, et ses applications en Odontologie ne cessent de se développer.

Le titane est un élément très réactif, ce qui constitue à la fois la base de sa biocompatibilité, et une difficulté pour sa mise en forme. Les techniques de mise en œuvre du titane au laboratoire de prothèse ont évolué en fonction des propriétés de ce matériau, pour garantir une qualité et une reproductibilité des pièces fabriquées.

A ce jour, la coulée métallique et les méthodes de conception et de fabrication assistées par ordinateur sont les techniques les plus appropriées et les mieux maîtrisées pour la réalisation d'éléments prothétiques en titane.

Rubrique de classement : BIOMATERIAUX, PROTHESE

Mots-clés : Titane
Prothèse
Matériaux

MeSH : Titanium
Prosthesis
Materials

JURY : Président : Monsieur le professeur A.JEAN.
Assesseurs : Monsieur le professeur B.GIUMELLI.
Monsieur le docteur H.LOGET.
Madame le docteur B.PERON.
Monsieur le docteur A.SAFFARZADEH.

Adresse de l'auteur : Valériane GIGOU, 2 allée des Tanneurs
44000 NANTES.