

Alliages dentaires

Société Francophone des Biomatériaux Dentaires (SFBD)

G. GREGOIRE, B. GROSGOGEAT, P. MILLET ET PH. ROCHER

Date de création du document 2009-2010

Table des matières

I Les alliages précieux.....	4
I.1 Composition et classification.....	4
I.2 Rôle des constituants [8,9].....	7
I.2.1 Constituants principaux.....	7
I.2.2 Constituants mineurs.....	8
I.3 Propriétés physiques et mécaniques.....	8
I.4 Propriétés thermiques.....	9
I.5 Aptitude à la liaison céramo-métallique selon le type d'alliage.....	11
I.5.1 Les alliages à haute teneur en or.....	11
I.5.2 Les alliages à faible teneur en or type or-palladium-argent.....	11
I.5.3 Les alliages à faible teneur en or type or-palladium.....	11
I.5.4 Les alliages palladium-argent.....	12
I.5.5 Les alliages palladium-cuivre.....	12
I.5.6 Les alliages palladium-cobalt.....	12
I.6 Corrosion.....	12
I.7 Biocompatibilité, toxicité, allergie.....	13
II Les alliages non précieux.....	13
II.1 Composition et classification.....	14
II.1.1 Composition.....	14
II.1.2 Classification.....	14
II.2 Rôles des constituants.....	16
II.2.1 Eléments constituant la matrice dendritique et interdendritique.....	17
II.3 Propriétés mécaniques et physiques des alliages Ni-Cr et Co-Cr.....	17
II.4 Aptitudes à la liaison céramo-métallique.....	19
II.5 Corrosion.....	19

II.6 Biocompatibilité - toxicité- allergie.....	19
III Les alliages de titane.....	20
III.1 Composition et classification.....	20
III.2 Rôle des constituants.....	20
III.2.1 Solutions solides d'insertion.....	21
III.2.2 Solutions solides de substitution.....	22
III.3 Propriétés physiques et mécaniques.....	22
III.4 Corrosion.....	23
III.5 Biocompatibilité - toxicité - allergie.....	24
III.6 Mise en OEuvre.....	24
III.6.1 Les procédés de coulée.....	24
III.6.2 Les procédés d'usinage du titane en odontologie.....	25
III.6.3 Les procédés d'électroérosion.....	25
III.7 Aptitude à la liaison céramo-métallique du titane.....	25
IV Bibliographie.....	26
IV.1 Alliages précieux.....	26
IV.2 Alliages non précieux.....	27
IV.3 Titane.....	28

I LES ALLIAGES PRÉCIEUX

L'utilisation des alliages précieux a diminué en France depuis les années 1970. L'évolution défavorable du coût de ces matériaux et le développement des revêtements compensateurs destinés aux alliages non précieux ont amené de nombreux praticiens à proposer plus rarement ces alliages. Il n'en est pas de même dans d'autres pays comme l'Allemagne ou la Suisse, où ces alliages sont encore très utilisés.

Les avantages des alliages précieux sont nombreux, en particulier sur le plan biologique et pour leur résistance à la corrosion.

L'or est utilisé à des concentrations plus ou moins élevées dans les alliages précieux pour la coulée de pièces prothétiques unitaires ou plurales, fixes ou amovibles. Il est associé à des éléments issus de la mine du platine: platine, palladium, iridium, osmium, rhodium et ruthénium. L'argent ne fait pas partie de ces éléments.

Historique : Il est possible d'utiliser l'or à l'état pur ou platiné pour la réalisation d'obturations en méthode directe par condensation à froid [10]. Il se présente sous forme de feuilles de 10-3 mm d'épaisseur destinées à obturer des cavités par condensation. C'est le plus noble des matériaux, résistant à la corrosion même dans des conditions extrêmes. Il a de plus l'énorme avantage de "s'adapter" aux contraintes occlusales de la cavité buccale réunissant ainsi deux qualités essentielles : longévité et innocuité. Les inconvénients de cette méthode sont une manipulation très délicate et longue, une résistance mécanique insuffisante en cas de contraintes occlusales importantes, le côté inesthétique de l'obturation et son coût élevé. Elle n'est plus utilisée actuellement.

I.1 COMPOSITION ET CLASSIFICATION

On peut classer les alliages en fonction de leur carat. Le **carat** correspond à la proportion massique de métal précieux entrant dans la composition de l'alliage. Un carat représente un vingt-quatrième de la masse totale de l'alliage. D'une manière générale, il permettait anciennement de classer la teneur massique en or.

La composition (teneur ou titre) d'un alliage dentaire est précisée en **millièmes de la masse totale**. Ce degré de précision est nécessaire car des variations minimales de composition ont une influence sur les propriétés finales de l'alliage.

On peut également séparer les alliages selon leur couleur, jaune ou blanche. Cette information figure systématiquement sur les fiches techniques. Elle n'est pas significative de la teneur réelle en or de l'alliage. Elle est donc insuffisante pour évaluer la qualité d'un alliage.

Les spécifications de l'*American Dental Association (ADA)* classent les alliages dentaires en

trois catégories: [1]

- "high noble" : comprenant un taux de métaux nobles supérieur ou égal à 60 % (en poids) dont un minimum de 40 % d'or.
- "noble" : comprenant un taux de métaux nobles supérieur ou égal à 25 % (en poids) sans précision pour l'or.
- "base métal" : alliages non précieux, comprenant un taux strictement inférieur à 25 % (en poids) de métaux nobles.

La norme NF EN ISO 22674 de mars 2007 spécifie une classification des matériaux métalliques convenant à la fabrication des appareils et aux restaurations dentaires, y compris les matériaux métalliques d'utilisation recommandée soit avec revêtement céramique, soit sans revêtement céramique ou indifféremment avec ou sans, et spécifie les exigences qui leur sont applicables. Elle précise par ailleurs les exigences relatives au conditionnement et au marquage des produits et les instructions à fournir pour l'utilisation de ces matériaux.

Elle annule et remplace les normes :

NF EN ISO 1562 : *Art dentaire - Alliages d'or à couler.*

NF EN ISO 6871 partie 1 et partie 2 sur les *alliages dentaire non précieux à couler Base CoCor et base NiCr.*

NF EN ISO 8891 : *Alliage dentaire à couler avec une teneur en métaux précieux supérieure ou égale à 25% et strictement inférieure à 75 %.*

NF EN ISO 16744 : *Alliages dentaires en métaux pour les restaurations fixes.*

La partie concernant les performances des métaux et alliages utilisés dans la composition métallique d'une restauration métallo-céramique de la norme NF EN ISO 9693 : *Systèmes pour restaurations dentaires métallo-céramiques.*

Les matériaux métalliques sont classés en six types selon leurs propriétés mécaniques.

Tableau I. Propriétés mécaniques requises par la norme NF EN ISO 22674

Type	Limite conventionnelle pour un allongement non proportionnel de 0,2% Rp0,2 MPa minimum	Allongement à la rupture % minimum	Module de Young GPa minimum
0	-	-	-
1	80	18	-
2	180	10	-

3	270	5	-
4	360	2	-
5	500	2	150

Le très large champ des alliages couverts par cette norme est montré par des exemples d'applications auxquelles ces types sont destinés.

Type 0 : destiné aux restaurations fixes unitaires soumises à faible contrainte, par exemple les petits inlays mono-face ou les couronnes à revêtement céramique.

Type 1 : destiné aux restaurations fixes unitaires soumises à faible contraintes, par exemple des inlays mono-face avec ou sans revêtement céramique et les couronnes à revêtement céramique

Type 2 : destiné aux restaurations fixes unitaires, par exemple les couronnes ou les inlays sans restriction quant au nombre de faces.

Type 3 : destiné aux restaurations fixes multiples, par exemple les bridges.

Type 4 : destiné aux appareils de section mince soumis à des forces très importantes, par exemple les prothèses partielles amovibles, les crochets, les couronnes minces à revêtements céramiques, les bridges de longue portée ou les bridges de petite section, les barres, les attachements, les superstructures soutenues par des implants.

Type 5 : destiné aux appareils composés de pièces exigeant à la fois une grande rigidité et une grande résistance, par exemple les fines prothèses partielles amovibles, les pièces à section mince, les crochets.

La composition des alliages doit être donnée avec une précision de 0,1% si les constituants représentent plus de 1% (fraction massique) . Tous les constituants présents à plus de 0,1% (fraction massique) doivent être énumérés. Pour les éléments reconnus comme dangereux (nickel, cadmium et béryllium), leur présence et leur quantité doivent répondre à des exigences supplémentaires.

Si l'alliage comporte plus de 0,1% (fraction massique) de nickel, sa composition doit être donnée à 0,1% près. De plus, une information sur la présence du nickel dans l'alliage doit apparaître sur la documentation, l'emballage, l'étiquette ou la notice.

Les alliages ne doivent pas contenir plus de 0,02% (fraction massique) de cadmium ou de béryllium.

Il est maintenant indispensable de faire référence à cette nouvelle norme NF EN ISO 22674, pour toutes les restaurations prothétiques, conjointes ou adjointes, à base de métaux communs (ou métaux non précieux) ou de métaux nobles.

I.2 RÔLE DES CONSTITUANTS [8,9]

Certains éléments, à des concentrations inférieures au millième, ont des effets sur les propriétés ou la structure de l'alliage final. Il est donc important de connaître l'ensemble des composants. Aux éléments de base sont ajoutés en proportions variables l'argent, le cuivre, et selon les alliages, des microadditions de ruthénium, indium, fer, manganèse, zinc, tantale, étain, gallium, niobium...

Avec six constituants métalliques ou plus, certains alliages sont donc complexes.

I.2.1 Constituants principaux

- **L'or (Au)**

Inerte chimiquement, il augmente la résistance à la corrosion. Il confère à l'alliage sa ductilité et augmente la densité. Il élève la température de fusion. Il se combine avec le cuivre, lors du traitement thermique pour durcir l'alliage. Il donne à l'alliage la couleur jaune.

- **Le platine (Pt)**

Inerte chimiquement, il augmente la dureté. Additionné à l'or, il améliore encore la résistance à la corrosion. Son utilisation est limitée car il élève le point de fusion et, au-delà de 12 %, il blanchit l'alliage.

- **Le palladium (Pd)**

Son rôle est similaire à celui du platine. Très peu actif chimiquement, il augmente la dureté et la température de fusion de l'alliage. Il participe aussi à sa résistance à la corrosion. Il diminue la densité de l'alliage. Il blanchit l'alliage plus que tout autre constituant (il suffit de 5 à 6 % de palladium pour le blanchir complètement).

- **L'argent (Ag)**

Actif chimiquement, il contribue à la ductilité de l'alliage. L'argent tend à blanchir l'alliage (métal blanc). Il diminue la densité de l'alliage, qu'il durcit en association avec le cuivre. Il se corrode en présence de soufre.

- **Le cuivre (Cu)**

Très actif chimiquement, il augmente la résistance mécanique et la dureté de l'alliage. Il diminue sa densité. Il abaisse le point de fusion de l'alliage et tend à lui donner une couleur rougeâtre (corrigée par la présence d'argent). Le cuivre diminue la résistance à la corrosion de l'alliage (son utilisation doit donc être limitée).

I.2.2 Constituants mineurs

- **Le rhuténium (Rh)**

Il diminue l'hétérogénéité de l'alliage. C'est un affineur de grains. Il durcit l'alliage en présence de platine.

- **L'iridium (Ir)**

Des micro additions de l'ordre de 0,005 % provoquent une germination homogène des alliages. C'est un affineur de grains. Il durcit l'alliage en présence de platine.

- **Le gallium (Ga), l'indium (In) et l'étain (Sn)**

Ces métaux très réactifs chimiquement abaissent le point de fusion.

- **Le zinc (Zn)**

Très réactif chimiquement, il blanchit l'alliage et joue un rôle de désoxydant. Il abaisse la température de fusion et diminue la densité de l'alliage. En présence de platine, le zinc durcit l'alliage.

I.3 PROPRIÉTÉS PHYSIQUES ET MÉCANIQUES

Les propriétés physiques et mécaniques des alliages précieux sont très variables en fonction de la composition et des traitements subis lors de la mise en oeuvre [7].

Les alliages précieux sont du type ductile. Leur **dureté Vickers** varie entre 40 et 330 HVN en fonction de leur nature, de la mise en oeuvre et des traitements thermiques subis.

Le **module d'élasticité** varie de 80 GPa à 130 GPa. Il est du même ordre de grandeur que celui du titane et des alliages de titane. Il est largement inférieur à celui des alliages non précieux type nickel-chrome et cobalt-chrome.

Le tableau 2 reprend les principales propriétés mécaniques des différents alliages précieux. Les alliages de type I à III sont ductiles et peuvent être plus facilement polis. Pour les alliages extra-durs, de type IV, le pourcentage d'allongement peut être relativement bas. La dureté augmente notablement après un traitement de durcissement thermique, ce qui complique le polissage des pièces ainsi traitées.

Une grande rigidité permet d'alléger les infrastructures en prothèse amovible partielle et d'affiner les chapes dans la technique céramo-métallique. Les plaques métalliques coulées et les armatures de bridge destinées à la céramisation doivent néanmoins être épaissies lorsqu'elles sont réalisées en alliages précieux par rapport aux infrastructures en Co-Cr ou en Ni-Cr.

Tableau 2. Propriétés mécaniques des alliages précieux d'après [8, 9]

Types d'alliages	Limite élastique (MPa)	Limite de rupture (MPa)	Module d'élasticité (GPa)	Allongement (%)	Dureté (Vickers)
Alliages dentaires précieux à couler	140	221	80		40-90
<i>Type 1 ADA (150 1562)</i>	225-290	379	90-100	45	90-145
<i>Type 2 ADA (150 1562)</i>	255-690	421-457	90-100	43	120-240
<i>Type 3 ADA (ISO 1562)</i>				20-40	
Alliages dentaires précieux à couler (type 4 ADA)	600-700	700-740	95-100	12	250-280
<i>Base Au (150 1562)</i>	500-800	520-780	95	8	210-300
<i>Base Au (150 8891)</i>	430-530	700-820	95-100	16	170-230
<i>Base Au-Ag (150 8891)</i>	450	500	100	14	190-210
<i>Base Ag (150 8891)</i>					
Alliages dentaires précieux pour restaurations céramo-métalliques	300-500	450-630	100	6-14	160-210
<i>Base Au (150 9693)</i>	430-650	730-770	115-125	15-25	200-250
<i>Base Au-Pd (ISO 9693)</i>	525-725	800-940	120	17-34	260-330
<i>Base Pd (ISO 9693)</i>					

I.4 PROPRIÉTÉS THERMIQUES

Parmi les propriétés thermiques, le coefficient d'expansion thermique (CET) intéresse plus particulièrement les alliages destinés à la technique céramo-métallique (tableau 3).

Tableau 3. Coefficient d'expansion thermique des alliages précieux (CET), d'après [8, 9]

Matériaux	CET (10-6/°C)
Or	14,3
Dentine	8,4
Email	11,2
Alliages Précieux	15,3 à 16,8
• Alliages dentaires précieux mixtes à couler et pour céramique basse fusion	13,9 à 15,7
• Alliages dentaires précieux pour restaurations céramo-métalliques	

Les intervalles de fusion et les températures de coulée figurent dans le tableau 4. Suivant leur composition, la courbe de solidus des alliages conventionnels varie de 800 à 1000°C et la courbe de liquidus de 900 à 1100°C. Les alliages destinés à la technique céramo-métallique ont été modifiés de façon à élever la courbe de solidus dans une fourchette allant de 1000 à 1100°C (pour une courbe de liquidus variant de 1150 à 1300°C) afin d'éviter le fluage lors de la cuisson de la céramique. Cette modification de la courbe de solidus n'est pas nécessaire pour les alliages destinés aux céramiques basse fusion [2; 15].

La température de coulée influence le choix du type de revêtement compensateur.

La **conductibilité thermique** est de l'ordre de 250 W/mK, c'est-à-dire près de 500 fois celle de la dentine, 250 fois celle de l'émail et 10 fois celle de l'amalgame qui est de 23W/mK. Ces valeurs élevées peuvent provoquer des sensibilités sur des dents pulpées restaurées par un inlay ou une couronne lors des variations thermiques importantes (boisson chaude ou froide) mais représentent un avantage pour une prothèse adjointe car ils permettent une simulation thermique du palais.

Tableau 4. Températures de fusion et de coulée des alliages précieux, d'après [8, 9]

Types d'alliages	Intervalles de fusion (°C)	Température de coulée (°C)
a) Alliages d'or dentaires à couler	888 - 960	1040
<i>Base Au</i>	816 - 966	1010 à 1038
<i>Base Au-Ag</i>	927-1099	1066 à 1177
<i>Base Pd-Ag</i>		
b) Alliages dentaires précieux mixtes à couler et pour céramique basse fusion	980-1100	1250
<i>Base Au</i>	940-1080	1230
<i>Base Au-Ag</i>	1070-1235	1250 à 1350
<i>Base Pd-Ag</i>		
c) Alliages dentaires pour restaurations céramo-métalliques	1030-1177	1200 à 1300
<i>Base Au</i>	1135-1302	1340 à 1400
<i>Base Au-Pd</i>	1130-1293	1340 à 1400
<i>Base Pd-Ag</i>		

I.5 APTITUDE À LA LIAISON CÉRAMO-MÉTALLIQUE SELON LE TYPE D'ALLIAGE

Une des propriétés essentielles d'un alliage est sa capacité à se lier à la céramique par l'intermédiaire d'une couche d'oxyde de surface [9]. Les alliages précieux ne possèdent pas naturellement de couche d'oxyde suffisante à leur surface. Il faut ajouter alors des éléments comme l'indium, le gallium ou l'étain, en faible quantité, pour provoquer l'apparition d'une couche d'oxyde. Ces éléments essentiels à la liaison céramo-métallique risquent d'être éliminés lors de la coulée si les procédures sont mal respectées. Par ailleurs, ces alliages précieux ne doivent pas être réutilisés sans addition d'une quantité suffisante d'alliage neuf.

I.5.1 Les alliages à haute teneur en or

Malgré la présence de palladium et de platine qui les renforce mécaniquement, ces alliages restent insuffisamment rigides et nécessitent d'augmenter la section des embrasures des armatures des prothèses à pont. Des additions d'étain, d'indium ou de fer renforcent l'alliage et créent la couche d'oxydes de surface permettant la liaison céramo-métallique. Ces alliages sont les plus coûteux. Le risque de coloration de la céramique est nul car ils ne contiennent habituellement pas d'argent. Leurs propriétés mécaniques les contre-indiquent pour les bridges de moyenne et grande étendue.

I.5.2 Les alliages à faible teneur en or type or-palladium-argent

Pour limiter le coût, il existe des alliages précieux contenant 20 à 40 % de palladium et 5 à 16 % d'argent. La rigidité de ces alliages est supérieure à celle des alliages à haute teneur en or et le risque de fluage lors des étapes de cuisson est limité. L'inconvénient majeur est la présence de l'argent qui peut entraîner une coloration verdâtre des céramiques.

I.5.3 Les alliages à faible teneur en or type or-palladium

Ces alliages à faible teneur en or et sans argent sont habituellement composés de 45 à 68 % d'or et 22 à 45 % de palladium. Ceci permet d'augmenter le module d'élasticité et de limiter le fluage de l'alliage lors de la cuisson tout en limitant le coût de l'alliage.

L'inconvénient majeur de ces alliages est une diminution importante du coefficient d'expansion thermique en l'absence de d'argent [10]. Il est nécessaire de choisir des poudres céramiques compatibles avec cette modification. Quelques variantes récentes de ces alliages réintroduisent quelques pourcents d'argent. Avec un taux inférieur à 5 %, le risque de coloration est faible tout en améliorant les propriétés mécaniques de l'alliage.

I.5.4 Les alliages palladium-argent

Avec une composition massique de l'ordre de 50 à 60 % de palladium et 25 à 40 % d'argent, ces alliages sont mécaniquement supérieurs aux précédents. La présence d'étain ou

d'indium dans la composition de l'alliage permet d'améliorer la liaison de la céramique. Le taux de palladium limite le risque de corrosion ou de ternissure de l'alliage en bouche. Ce sont les alliages précieux qui présentent la rigidité la plus élevée, donc la plus favorable à la céramisation de bridges de moyenne ou de grande portée.

Certaines céramiques sont recommandées par les fabricants car elles résistent mieux à la discoloration due à la présence d'argent. Un traitement de surface à l'or colloïdal permet de limiter le risque de diffusion de l'argent dans la céramique avec pour inconvénient de diminuer la qualité de la liaison céramo-métallique en interférant avec l'apparition de la couche d'oxyde de surface.

I.5.5 Les alliages palladium-cuivre

Ces alliages contiennent de 70 à 80 % de palladium, de 4 à 20 % de cuivre et de 3 à 9 % de gallium. L'association palladium-cuivre donne à certains de ces alliages un oxyde de teinte très soutenue qu'il est difficile de masquer parfaitement avec les opaques. La liaison céramo-métallique est de bonne qualité. La rigidité et la résistance au fluage ne sont pas aussi élevées que pour les alliages palladium-argent. Les grands bridges sont donc contre-indiqués.

I.5.6 Les alliages palladium-cobalt

Plus rares, ces alliages contiennent près de 90 % de palladium et 4 à 5 % de cobalt. Le rôle de ce dernier est d'élever le coefficient de dilatation thermique de l'alliage. Les inconvénients de ces alliages sont de présenter une couche d'oxyde très sombre, difficile à masquer et une affinité pour le carbone qui fragilise l'alliage en cas de contamination accidentelle.

I.6 CORROSION

Les principaux métaux contenus dans les alliages précieux sont résistants à la corrosion. La présence de cuivre ou d'argent dans l'alliage peut entraîner une corrosion à chaud de l'alliage (ternissure). Les additions mineures destinées à modifier les propriétés mécaniques ou physiques ont une influence réelle sur la résistance à la corrosion de l'alliage. Il est donc nécessaire de vérifier le sérieux des contrôles réalisés par le fabricant [12].

I.7 BIOCOMPATIBILITÉ, TOXICITÉ, ALLERGIE

De très nombreuses études évaluent la biocompatibilité des alliages dentaires, ou des différents métaux avec des cellules en culture. [4]

Les alliages ayant la proportion la plus élevée en or présentent le meilleur comportement, alors que les alliages ayant le pourcentage le plus élevé en argent donnent des résultats plus défavorables [3].

En présence de cellules gingivales et épithéliales, l'or n'est pas cytotoxique avec des résultats similaires à ceux de la céramique [11].

WATAHA [16] a montré que la libération de cuivre et de zinc a un effet cytotoxique [14]. Une étude de Rykke [13] montre que les inlays sont les restaurations postérieures assurant le plus de longévité (13-14 ans et plus) et sont les obturations les plus biocompatibles.

Lors de tests comparatifs au cours desquels le comportement tissulaire au contact de différents alliages est évalué histologiquement après implantation sous-cutanée sur le rat, l'alliage d'or à 22 carats est le plus biocompatible, l'alliage Nickel-Chrome provoque des réponses défavorables. Les alliages à faible pourcentage d'or se situent entre les deux [5].

Des résultats sur des sujets âgés de 17 à 23 ans ayant déjà eu des antécédents d'allergie à un métal montrent que l'or est le métal présentant le risque le plus faible de réaction d'hypersensibilité [6].

II LES ALLIAGES NON PRÉCIEUX

Outre les alliages à base de titane qui sont abordés dans un chapitre différent, deux grandes classes d'alliages peuvent être distinguées: les alliages à base de nickel et de chrome et les alliages à base de cobalt et de chrome.

Les **alliages nickel-chrome**, encore appelés "*superalliages*", se sont développés dans l'industrie vers 1930 pour répondre aux besoins d'alliages inoxydables résistants à haute température, dans l'industrie aéronautique, puis dans tous les domaines de l'industrie. En odontologie, il faut attendre les années 60 pour voir leur usage se développer dans les restaurations prothétiques fixées, unitaires ou plurales.

Les **alliages cobalt-chrome**, improprement désignés sous le nom commercial déposé de "*stellites*" ont été utilisés dans leur première application odontologique dans la confection des châssis métalliques de prothèse amovible partielle et en orthopédie dento-faciale, en raison de leur excellente rigidité sous faible épaisseur et de leur bonne tolérance biologique. C'est en raison de cette dernière propriété que leur usage s'est étendu aux constructions prothétiques fixées entièrement métalliques ou céramo-métalliques, se substituant ainsi aux alliages nickel-chrome, mis en cause en raison de la toxicité et des risques d'allergies liés à l'utilisation du nickel.

Ils sont souvent utilisés dans toutes les réalisations prothétiques fixes ou amovibles, à la fois pour des raisons mécaniques et économiques évidentes. [3]

II.1 COMPOSITION ET CLASSIFICATION

II.1.1 Composition

Les compositions pondérales des différents alliages non précieux sont variables selon les fabricants (Tableaux 3). Elles sont précisées dans les fiches techniques transmises aux laboratoires de prothèse avec les principales propriétés mécaniques.

La norme NF EN ISO 22674 décrite dans le chapitre sur les alliages précieux s'applique aussi aux alliages non précieux.

II.1.2 Classification

Il n'existe pas de classification "officielle" des alliages nickel-chrome, bien que certaines soient acceptées par divers organismes comme l'*American Dental Association* (ADA) ou l'Institut Scandinave de Recherches sur les Matériaux Dentaires (NIOM).

Dès 1979, Burdairon et Degrange proposaient de les classer en trois groupes :

- Les alliages nickel-chrome-fer contenant, comme éléments d'addition, du bore, du manganèse et du fer.
- Les alliages nickel-chrome contenant de l'aluminium et du molybdène, avec parfois des additions de béryllium, de titane, de tantale et de tungstène.
- Les alliages nickel-chrome riches en nickel, contenant du silicium et du bore.

Plus récemment, Meyer et Degrange [9], ont réactualisé les spécialités commerciales de la classification de 1979. Des exemples de compositions d'alliages commercialisés actuellement sont disponibles dans le tableau 5.

Tableau 5. Compositions en pourcentages massiques d'alliages dentaires Co-Cr et Ni-Cr disponibles commercialement (liste non exhaustive)

I. ALLIAGES Co-Cr															
2. Alliages pour la technique céramo-métallique (TCM) en prothèse conjointe															
	Ni	Co	Cr	Mo	Fe	Nb	Be	Si	C	Al	Ta	Mn	Ce	W	N
Wirobond Lfc		33,0	30,0	5,0	29,0			1,0	0,3			1,5			0,2
Argeloy n.p. special		59,5	31,5	5,0				2,0				1,0			
Remanium cd		61,0	25,0	7,0				1,5							
Remanium 2000		61,0	25,0	7,0				1,5						5,0	
Dtx n.p.	x	63,0	23,0	5,5			x							6,0	
Cobral q		63,3	21,0	6,5	x	1,0		x				x		6,0	
2. Alliages pour châssis de prothèse partielle adjointes (PAP)															
	Ni	Co	Cr	Mo	Fe	Nb	Be	Si	C	Al	Ta	Mn	Ce	W	N
Dtx economy (shot)	x	61,0	29,0	6,0			x							x	
Remanium 700	qm	61,0	32,0	5,0				x	x			x			x
Remanium 2000	gm	61,0	25,0	7,0				1,5	x			x	x	5,0	x
Dtx neoley 'n'	x	61,3	29,2	5,5										x	
Wironium plus		62,5	29,5	5,0	0,5			1,0	0,2		0,5	0,5			0,3
Remanium 800	qm	63,3	30,0	5,0				x	x			x			x
Dtx pdn		1,0	63,5	27,0	5,5		x							x	
Argeloy partial		64,0	28,0	6,0											
Dtx partial	x	64,0	28,0	6,0			x							x	

Remanium 380	qm	64,6	29,0	4,5			x	x			x			x	
-----------------	----	------	------	-----	--	--	---	---	--	--	---	--	--	---	--

II. ALLIAGES Ni-Cr

3. Alliages pour la technique céramo-métallique (TCM) en prothèse conjointe

	Ni	Co	Cr	Mo	Fe	Nb	Be	Si	C	Al	Ta	Mn	Ce	W	N
Argeloy n.p.	54,0		22,0	9,0	4,0	4,0					4,0				
Vicron s	61,5		24,0	10,5	1,5			1,8					x		
Wirloy	63,2		23,0	3,0	9,0			1,8							
Wiron 99	65,0		22,5	9,5	0,5	1,0		1,0					0,5		
Arqeloy n.p.	72,0		15,0	9,0			1,8			2,0					
Response	72,0		20,0	8,0			x							x	
Argeloy n.p.	76,0		14,0	6,0			1,8			2,0					
Argeloy Bond	n.p. 77,0		14,0	4,7			1,8			2,0					
Dtx n.p.	78,0	x	12,0	3,0			x							x	

X : l'élément est présent, mais dont la concentration est inconnue.

II.2 RÔLES DES CONSTITUANTS

Les alliages cristallisent en donnant des structures dendritiques. Parfois au sein de cette matrice dendritique peuvent apparaître des précipitations plus ou moins fines de composés intermétalliques. Les zones interdendritiques sont constituées par des précipités massifs ou par des eutectiques lamellaires. C'est à leur niveau que l'on observe des ruptures de type fragile.

Les joints de grains peuvent aussi être le siège d'un phénomène de précipitation.

II.2.1 Eléments constituant la matrice dendritique et interdendritique

Le nickel constitue avec le chrome et le molybdène la matrice dendritique et interdendritique des alliages Ni-Cr-Mo, sous la forme d'une solution solide de substitution. Il en est de même pour le Cobalt au sein des alliages Co-Cr-Mo.

Eléments participant à la formation des précipités dans la matrice

Ces éléments sont le molybdène, le chrome, le silicium, le bore, le carbone et l'aluminium.

- Le **molybdène associé au nickel et au chrome** participe à la formation des phases intermédiaires qui se forment dans les zones interdendritiques des alliages base Ni-Co.
- Le **carbone** participe également avec le chrome et le molybdène à la formation des carbures principalement du type $M_{23}C_6$. Ces carbures peuvent également précipiter aux joints de grains et modifient ainsi les propriétés mécaniques de l'alliage.
- Le **silicium** peut également former avec le nickel des précipités très fins $Ni_3B-Ni_5Si_2$ [4] dans ces zones. Il améliore la coulabilité.
- Le **bore** forme avec le nickel des composés intermétalliques Ni_3B qui contribuent à abaisser le point de fusion de l'alliage.
- Le **chrome** va conférer à l'alliage la résistance à haute température [9].

II.3 PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES ET PHYSIQUES DES ALLIAGES NI-CR ET CO-CR

Les propriétés des alliages Ni-Cr et Co-Cr sont reportées dans le tableau 6.

Ces valeurs, très variables d'un alliage à l'autre, ont un intérêt essentiellement comparatif. Aussi est-il fortement conseillé aux utilisateurs de consulter la fiche technique de l'alliage pour des informations plus précises sur ces données.

Il faut également ajouter que celles-ci sont fortement dépendantes des conditions d'élaboration par fonderie. Cette procédure associe un ensemble de phénomènes comme la solidification, la refusion, et éventuellement des traitements thermiques. Tous ces phénomènes interfèrent sur la microstructure et les propriétés mécaniques des pièces coulées.

Tableau 6. Propriétés mécaniques des alliages non précieux [d'après 5, 9, 10]

Types d'alliages	Limite élastique (MPa)	Limite de rupture (MPa)	Module d'élasticité (GPa)	Allongement (%)	Dureté (Vickers)
<i>a) Alliages pour la PAP</i>					
Co - Cr - Mo	495-690	640-825	186-228	1,5-10	300-380
<i>b) Technique céramo-métallique</i>					
Ni - Cr	255-730	400-1000	150-210	8-20	210-380
Co - Cr - Mo	460-640	520-820	145-220	6-15	330-465

Parmi les propriétés thermiques, le coefficient d'expansion thermique (CET) intéresse plus particulièrement les alliages destinés à la technique céramo-métallique (tableau 7). Les valeurs du CET sont comparables à celles des alliages précieux et **permettent donc l'utilisation des mêmes céramiques.**

Tableau 7. Coefficient d'expansion thermique (CET) des alliages non précieux, d'après [5, 9, 10]

Matériaux	CET (10 ⁻⁶ /°C)
Or	14,3
Dentine	8,4
Email	11,2
Alliages NiCr 25 à 600 °C	13,9 à 15,5
Alliages CoCr	13 à 15

Les intervalles de fusion et les températures de coulée figurent dans le tableau 8. Ces dernières ne constituent plus des difficultés particulières si elles sont comparées à celles des alliages précieux, les systèmes de chauffe actuels permettant d'atteindre aisément ces températures.

Tableau 8. Températures de fusion et de coulée des alliages non précieux, d'après [5, 9, 10]

Types d'alliages	Intervalles de fusion (°C)	Température de coulée (°C)
Alliages NiCr	940 - 1430	1000 - 1500
Alliages CoCr	1250 - 1500	1300 - 1600

Pour les châssis destinés à la prothèse amovible, les propriétés des alliages cobalt-chrome ne peuvent être ni améliorées ni contrôlées par un traitement thermique. En revanche, il est possible de faciliter le travail et la finition des alliages nickel-chrome par un recuit à 982°C pendant 15 minutes, suivi par un durcissement à 704°C pendant 15 minutes et une trempe pour améliorer la résistance [9:10].

II.4 APTITUDES À LA LIAISON CÉRAMO-MÉTALLIQUE

La valeur d'adhésion céramo-métallique, définie dans la norme ISO-DIS 9693, se situe aux alentours de 25MPa [1].

L'utilisation d'un bonding, matériau pour favoriser l'adhésion sur les alliages Co-Cr, est nécessaire [4].

II.5 CORROSION

Le **chrome** est le principal responsable de la passivité des alliages nickel-chrome en milieu buccal. A partir d'une teneur suffisante (13 %), c'est le recouvrement complet de la surface de l'alliage par une fine pellicule d'oxyde qui lui confère cette propriété [6].

La présence de **molybdène** augmente la résistance du nickel à la corrosion dans des solutions d'acides (chlorhydrique et sulfurique) ou dans des solutions salines (chlorures de sodium) ou salivaires artificielles [8].

II.6 BIOCOMPATIBILITÉ - TOXICITÉ- ALLERGIE

Malgré les interrogations concernant l'innocuité des alliages Ni-Cr et en particulier sur leur potentiel allergisant, on peut admettre aujourd'hui que les alliages contenant plus de 20 % de chrome peuvent être considérés comme stables en milieu buccal, tout comme les alliages cobalt-chrome.

Certains alliages nickel-chrome sont actuellement commercialisés avec des **certificats de biocompatibilité** [11].

III LES ALLIAGES DE TITANE

Actuellement, dans le domaine médical, le titane et ses alliages ont pris une place de plus en plus importante car ce sont des matériaux alliant la biocompatibilité à de bonnes propriétés physiques et mécaniques.

III.1 COMPOSITION ET CLASSIFICATION

Le titane employé en odontologie est le plus souvent soit "pur" soit "allié". Le titane dit "pur" ou "non allié", ou plus exactement titane commercialement pur (Ti-cp), présente sur le plan chimique des éléments incorporés tels que l'oxygène, le fer, le carbone, l'azote et l'hydrogène. En fonction du pourcentage de ces différents éléments, on distingue 4 types de Ti-cp (Tableau 9).

Tableau 9. Composition chimique du titane "commercialelement pur" selon la norme DIN 17850

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

D'autres éléments tels que l'aluminium, le vanadium, le palladium, le nickel ou même le cuivre peuvent être ajoutés au titane, en quantité plus importante, réalisant ainsi un alliage de titane dont les propriétés sont optimisées en fonction de l'application désirée (aéronautique, aérospatiale, armement...).

En implantologie, seul le TA6V (Ti- 6 % Al-4 %V) est utilisé.

III.2 RÔLE DES CONSTITUANTS

Le titane se présente sous deux formes allotropiques, c'est-à-dire qu'il existe sous deux structures cristallines différentes, α et β .

La température de transformation allotropique se situe entre 882°C et 890°C en fonction de la méthode d'obtention du titane et de la présence d'éléments d'addition.

Au dessous de 882,5 °C, le titane se présente sous sa **forme α** , stable, de structure hexagonale compacte ou pseudo compacte [6]. Au dessus de 882,5°C, la **phase β** est de structure cubique centrée, stable. La température des transitions $\alpha \leftrightarrow \beta$ est appelée transus β ($T \beta$).

Les alliages de titane peuvent être constitués soit exclusivement par la phase α , soit exclusivement par la phase β ou encore, le plus souvent, par un mélange des deux. On peut donc les classer en trois grandes familles α , β et $\alpha + \beta$.

Les **alliages α** (100 % α à 20°C) sont résistants ; les **alliages β** (100 % β à 20°C) sont plastiques et sensibles aux traitements thermiques. Il est possible, en faisant varier les proportions de chaque phase, d'obtenir différents compromis. Les **alliages $\alpha + \beta$** sont donc mixtes.

On peut distinguer 3 types différents d'éléments d'addition :

- Les éléments stabilisant α ou alphagènes, qui élèvent la température de transformation allotropique (transus β), sont l'aluminium, l'oxygène, le carbone et l'azote.
- Les éléments stabilisant β ou bétagènes, diminuent T_β . Parmi ceux-ci on distingue les éléments β eutectoïdes comme le manganèse, le fer, le chrome, le silicium, le nickel et le cuivre, pouvant former des précipités.
- Enfin, certains éléments sont qualifiés de neutres, tels que le zirconium et l'étain.

Tous ces éléments d'addition jouent un rôle très important car ils influencent à la fois les propriétés de résistance à la corrosion, mais aussi les propriétés mécaniques, soit par modification de la morphologie, soit par le biais de solutions solides d'insertion ou de substitution.

III.2.1 Solutions solides d'insertion

Elles se feront avec des éléments non métalliques de petites tailles.

- L'**oxygène**, élément alphagène, occupe les sites interstitiels du réseau hexagonal compact du titane α et entraîne une modification des paramètres de la maille cristalline. Il en résulte une diminution du nombre de plans de glissement et le métal est donc moins ductile à température ambiante. Ce durcissement est mis en évidence par test de traction.
- Le **carbone et l'azote**, éléments alphagènes ont une influence identique à celle de l'oxygène.
- L'**hydrogène**, élément bétagène se dissout principalement dans la phase β conduisant, même pour des faibles teneurs, à la formation d'hydrures lors du refroidissement. Ceci peut conduire à des fragilités importantes. C'est pourquoi toute manipulation nécessitant la fusion du métal doit se faire sous vide ou sous argon, pour ne pas entraîner de fragilisation importante du titane (coulée, soudures).

III.2.2 Solutions solides de substitution

Elles se feront avec des éléments métalliques de rayon atomique voisin de celui du titane.

- L'**aluminium** , élément alphagène, durcit la phase α ; on constate une amélioration de la résistance et une baisse de ductilité; la tenue au fluage est améliorée. On limite à 7 % (en poids) sa concentration dans les alliages.
- Le **molybdène**, améliore la résistance, la ductilité et le fluage à moyenne température. Il augmente aussi la tenue à l'oxydation.
- Le **vanadium** , élément bêtagène isomorphe, améliore la ductilité, mais baisse la tenue à l'oxydation.
- Le **fer** , élément bêtagène eutectoïde, améliore le compromis résistance-ductilité-fluage à moyenne température ; il baisse considérablement T_{β} et permet de travailler à température plus basse.

III.3 PROPRIÉTÉS PHYSIQUES ET MÉCANIQUES

Parmi les propriétés physiques et mécaniques du titane non allié (tableaux 10 et 11), il convient de noter :

- Une **masse spécifique** faible ($\rho = 4,5 \text{ g.cm}^{-3}$), deux fois plus faible que celle des alliages chrome-cobalt. A volume égal, le poids des éléments prothétiques en titane est pratiquement deux fois moindre que ceux réalisés en alliage Ni-Cr ou Co-Cr et environ quatre fois moindre que ceux réalisés en alliage base Au (Tableau 11).
- Un **point de fusion** élevé (aux environs de 1720 °C selon le degré de pureté) qui le classe dans la série des matériaux réfractaires.
- Une **conduction thermique** très inférieure aux autres alliages utilisés en prothèse. Cette conduction thermique constitue un inconvénient par rapport aux alliages Co-Cr utilisés lors de la confection de plaques métalliques coulées.
- Une **dureté** comparable à celle des alliages précieux base or et bien inférieure à celle des alliages non précieux (210 à 465 HVN).

Tableau 10. Propriétés mécaniques du titane DIN 17850 Titanium ; chemical composition (1990)

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

*Metals as biomaterials, J. Helsen and H. Breme, Editors. 1998, John Wiley & Sons Ltd: Chichester.

La multiplicité des combinaisons chimiques ainsi que les différentes morphologies microstructurales permettent d'obtenir une variété extrêmement importante de propriétés mécaniques (Tableau 10).

Parmi les propriétés thermiques, le coefficient d'expansion thermique (CET), particulièrement bas du titane, nécessitera l'utilisation de céramiques particulières (Tableau 11).

Tableau 11.- Coefficient d'expansion thermique du titane

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

III.4 CORROSION

La tenue du titane à la corrosion est très satisfaisante en milieu biologique, toutefois la **présence de fluorures en milieu acide diminue cette résistance** (cf. chapitre corrosion).

Le comportement vis-à-vis de la corrosion du titane, commercialement pur, coulé, semble être similaire à celui des pièces usinées. En revanche, la rugosité affecte de manière significative son comportement [5].

III.5 BIOCOMPATIBILITÉ - TOXICITÉ - ALLERGIE

Il est reconnu de façon unanime que le titane et les alliages de titane présentent une bonne biocompatibilité.

III.6 MISE EN OEUVRE

Actuellement, on peut dénombrer une vingtaine de systèmes différents de mise en forme du titane. Tous ces systèmes utilisent trois grands principes de mise en forme : la coulée, l'usinage et l'électroérosion.

III.6.1 Les procédés de coulée

Le procédé de moulage par **coulée de précision** autorise, à moindre coût, la réalisation de pièces unitaires très précises et de formes complexes.

Les différents protocoles qui existent actuellement sur le marché tentent tous de répondre aux spécificités du titane [7] : son point de fusion très élevé (1720°C), sa forte réactivité notamment à haute température et sa faible masse volumique rendent délicat le remplissage parfait du moule [16].

Pour tenter de résoudre ces problèmes, diverses solutions font appel à des techniques particulières pour la mise en revêtement, la fusion et l'injection dans le moule [3].

Le titane en fusion réagit avec le revêtement et crée en surface de la pièce prothétique, une **couche superficielle polluée appelée alpha-case** [10] dont l'épaisseur est comprise entre 10 et 100 pm. Cette couche possède des propriétés moindres tant sur le plan mécanique, que sur le plan de la résistance à la corrosion [12; 15] et doit être éliminée après coulée, par usinage et/ou par sablage.

Les revêtements à liant phosphate sont généralement employés pour la coulée des alliages non précieux ou des alliages précieux à haute température de fusion. Pour le titane fortement réactif à température élevée, ces matériaux sont remplacés par des matériaux réfractaires thermiquement plus stables comme la magnésie et l'alumine [8].

Le titane étant très réactif à haute température, il est nécessaire de travailler sous atmosphère raréfiée ou sous vide. En effet, l'incorporation d'oxygène, d'azote ou de carbone modifie les propriétés de l'alliage.[17]

L'évolution de la composition des matériaux réfractaires, le positionnement idéal des tiges d'apport de métal permettent aujourd'hui de réaliser des pièces prothétiques avec des taux de succès semblables aux autres alliages dentaires. Certains auteurs ont décrit l'intérêt de modifier les tiges de coulées, notamment pour les pièces de grande dimension comme les plaques métalliques. Les tiges droites habituellement utilisées pour les autres alliages

provoquent l'apparition de porosités internes. Les tiges proposées sont en arc de cercle pour favoriser le remplissage du moule. [2]

III.6.2 Les procédés d'usinage du titane en odontologie

L'**usinage par soustraction** comme décolletage, taraudage, fraisage est possible avec le titane. Les outils d'usinage travailleront à vitesse de coupe très lente avec d'un bon système de refroidissement. On obtient un excellent état de surface des pièces usinées.

L'**usinage mécanique** direct du titane par des systèmes de conception et de fabrication assistées par ordinateur (CFAO) de couronnes et de ponts sont aujourd'hui performants et nombreux sur le marché [1].

Cependant ces systèmes ne permettent pas de reproduire des formes très complexes, telles qu'une armature de prothèse adjointe avec ses selles, crochets, taquets ... Ils sont donc limités à des travaux de prothèse fixée.

Des prothèses fixées de très grande étendue sont réalisables mais nécessitent un assemblage par soudage. Ce soudage par laser, microplasma ou infrarouge se fait sous argon [13].

III.6.3 Les procédés d'électroérosion

L'électroérosion du titane met en oeuvre une soustraction du matériau à partir de matière forgée. Cette élimination de matière se pratique par étincelage obtenu sous forme de décharges électriques qui provoquent une fonte ponctuelle du métal qui est immédiatement éliminé par le passage d'un liquide diélectrique entre la pièce forgée et l'électrode. Actuellement, ce procédé est le moins utilisé des trois.

Les techniques de coulée et d'usinage présentent chacune des avantages et des inconvénients :

- La mise en oeuvre par coulée permet la réalisation de pièces complexes et uniques. Cependant un certain nombre de problèmes subsistent, tels les défauts de coulée et la formation d'alphacase. Cette couche difficilement éliminable provoque une nette diminution de la résistance de la liaison ceramo-metallique [9].
- La mise en oeuvre par usinage permet la fabrication de pièces sans porosité et sans alphacase, de l'élément unitaire au bridge complet implantaire.

III.7 APTITUDE À LA LIAISON CÉRAMO-MÉTALLIQUE DU TITANE

La surface des pièces coulées en titane est sujette à la contamination par l'oxygène et interagit avec les matériaux de revêtement. La couche extérieure d'alpha-case

caractéristique d'une oxydation à haute température, est un obstacle à l'établissement de la liaison céramo-métallique.

Il est indispensable d'éliminer cette couche, par sablage à l'alumine non recyclé, avant cuisson de la céramique. Ceci crée des rugosités limitant le risque de fissuration à l'interface. Certains auteurs ont préconisé une attaque de surface à l'acide (HNO₃-HF) pour nettoyer la surface du titane.

Le très faible coefficient de dilatation thermique ($9,6 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) exige l'utilisation de céramique spécialement conçue pour le titane [4].

Une étude a montré qu'il était préférable de cuire une céramique basse fusion spécifique sous atmosphère réduite d'argon plutôt que sous vide. Un revêtement projeté d'or permet encore d'améliorer la liaison céramo-métallique sans pour autant atteindre les valeurs obtenues avec les alliages conventionnels. Dans les conditions de cette étude et quel que soit le traitement de surface, les alliages coulés présentent une résistance au test de flexion de la liaison céramo-métallique supérieure à celle des échantillons usinés [11].

Les céramiques basse fusion, spécifiques au titane, ont été maintenant développées. Bien que leur coefficient d'expansion thermique ait été adapté à celui du titane, la valeur de la liaison est encore inférieure à celle obtenue avec un alliage base palladium [14].

IV BIBLIOGRAPHIE

IV.1 ALLIAGES PRÉCIEUX

- CRAIG R., POWERS J., WATAHA J.: Dental Materials : properties and manipulation Seventh Edition. MOSBY, Inc. 2000
- FERRACANE J.L.: Materials in dentistry, principles and application - 2nd edition Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore, 2001
- GRILL V, SANDRUCCI MA, DI LENARDA R, DORIGO E, NARDUCCI P, MARTELLI AM, BAREGGI R.: Cell proliferation rates and fibronectin arrangement as parameters for biocompatibility evaluation of dental metal alloys in vitro. J Oral Sci 2000 Mar, 42(1):1-7
- HILDEBRAND H.F.: Sécurité des implants métalliques, in : Rapport sur l'état des recherches concernant les risques associés à l'utilisation à des fins thérapeutiques de produits d'origine humaine ou de produits et procédés de substitution INSERM Ed., Paris 1995, 241-250
- KANSU G., AYDIN AK.: Evaluation of the biocompatibility of various dental alloys : Part 1 - Toxic potentials. Eur J Prosthodont Restor Dent 1996 Sep ; 4(3) : 129-36
- KANSU G., AYDIN AK.: Evaluation of the biocompatibility of various dental alloys : Part 2 - Allergenic potentials Eur J Prosthodont Restor Dent 1996 Dec ; 4(4) : 155-61
- McCABE J.F., WALLS A.W.G.: Applied dental materials - 8th edition Blackwell Sciences,

Oxford, 1998

- MOULIN P., SOFFER E., DOUKHAN J.-Y: Alliages précieux en odontologie. Encyclopédie Médico-chirurgicale 23-065-P-10 (2002)
- O'BRIEN W.J.: Dental materials and their selection - 3rd edition Quintessence Publishing Co, Carol Stream, 2002
- PAPAZOGLU E., BRANTLEY W.A., JOHNSTON W.M.: Evaluation of high-temperature distortion of high-palladium metal ceramic crowns J Prosthet Dent 2001;85:133-40
- PISTORIUS A, WILLERSHAUSEN B.: Biocompatibility of dental materials in two human ce Unes Eur J Med Res 2002 Feb 21 ; 7(2) : 81-8
- RECLARU L., MEYER J.-M.: Zonal Coulometric analysis of the corrosion resistance of dental alloys J Dent 1995;23:301-11
- RYKKE M.: Dental materials for posterior restorations Endod Dent Traumatol 1992 Aug ; 8(4) : 139-48
- SJOGREN G, SLETTEN G, DAHL JE.: Cytotoxicity of dental alloys, metals, and ceramics assessed by millipore filter, agar overlay, and MTT tests. J Prosthet Dent 2000 Aug ; 84(2) : 229-36
- WATAHA J.C.: Alloys for prosthodontics restorations J Prosthet Dent 2002;87:351-63
- WATAHA JC, HANKS CT.: Biological effects of palladium and risk of using palladium in dental casting alloys J Oral Rehabil 1996 May;23(5) : 309-20

IV.2 ALLIAGES NON PRÉCIEUX

● Références normatives

NF EN ISO 6871-1 Avril 1997 Alliages dentaires non précieux à couler - Partie 1 : Alliages à base de cobalt. NF EN ISO 6871-2 Avril 1997 Alliages dentaires non précieux à couler - Partie 2 : Alliages à base de nickel.

● Références bibliographiques

- Almilhatti HJ, Giampaolo ET, Vergani CE, Machado AL, Pavarina AC. Shear bond strength of aesthetic materials bonded to Ni-Cr alloy. J Dent 31 (3): 205-11, 2003.
- Baran GR. Oxide compounds on Ni-Cr alloys. J Dent Res 63 (11): 1332-4, 1984.
- Bezzon OL, Pedrazzi H, Zaniquelli O, Da Silva TB. Effect of casting technique on surface roughness and consequent mass loss after polishing of NiCr and CoCr base metal alloys: A comparative study with titanium. J Prosthet Dent 92 (3): 274-7, 2004.
- Bezzon OL, Ribeiro RF, Rolto JM, Crosara S. Castability and resistance of ceramometal bonding in Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. J Prosthet Dent 85 (3): 299-304, 2001.
- Breme HJ. Metals and Implants. In: Helsen J, Breme H, eds. Metals as biomaterials. Chichester: John Wiley & Sons Ltd, 1998.
- Bumgardner JD, Lucas LC. Surface analysis of nickel-chromium dental alloys. Dent Mater 9 (4): 252-9, 1993.

- Geis-Gerstorfer J, Sauer KH, Weber H. [In vitro corrosion tests on the mass reduction in non-precious metal alloys]. *Dtsch Zahnarztl Z* 41 (5): 519-24, 1986.
- Huang HH. Effect of chemical composition on the corrosion behavior of Ni-Cr-Mo dental casting alloys. *J Biomed Mater Res* 60 (3): 458-65, 2002.
- Meyer JM, Degrange M. Alliages nickel-chrome et alliages cobalt-chrome pour la prothèse dentaire. *Encyclopédie Medico-Chirurgicale* 23065T10: 12p, 1992.
- O'Brien WJ. *Dental materials and their selection - 3rd edition*. Carol Stream: Quintessence Publishing Co, 2002.
- Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent* 87 (4): 351-63, 2002.

IV.3 TITANE

- Akagawa Y, Abe Y. Titanium: the ultimate solution or an evolutionary step? *Int J Prosthodont* 16 Suppl.: 28-9; discussion 47-51, 2003.
- Baltag I, Watanabe K, Kusakari H, Miyakawa O. Internat porosity of cast titanium removable partial dentures: Influence of sprue direction on porosity in circumferential clasps of a clinicat framework design. *J Prosthet Dent* 88 (2): 151-8, 2002.
- Bessing C, Bergman M. The castability of unalloyed titanium in three different casting machines. *Swed Dent J* 16 (3): 109-13, 1992.
- Cai Z, Bunce N, Nunn ME, Okabe T. Porcelain adherence to dental cast CP titanium: effects of surface modifications. *Biomaterials* 22 (9): 979-86, 2001.
- Cai Z, Nakajima H, Woldu M, Berglund A, Bergman M, Okabe T. In vitro corrosion resistance of titanium made using different fabrication methods. *Biomaterials* 20 (2): 183-90, 1999.
- Combres Y, Champin B. Traitements thermiques des alliages de titane. *Techniques de l'ingénieur* M1335: 1-21, 1995.
- Kurdyk B. De l'usage du titane en prothèse dentaire. *Inf. Dent.* 16: 1073-1081, 1997.
- Low D, Mori T. Titanium full crown casting: thermal expansion of investments and crown accuracy. *Dent Mater* 15 (3): 185-90, 1999.
- Meyer JM. Le Titane en dentisterie : quel développement jusqu'à ce jour. *J. Biomat. Dent.* 8: 5-30, 1993.
- Ohkubo C, Watanabe I, Ford JP, Nakajima H, Hosoi T, Okabe T. The machinability of cast titanium and Ti-6Al-4V. *Biomaterials* 21 (4): 421-8, 2000.
- Sadeq A, Cai Z, Woody RD, Miller AW. Effects of interfacial variables on ceramic adherence to cast and machined commercially pure titanium. *J Prosthet Dent* 90 (1): 10-7, 2003.
- Sunnerkrantz PA, Syverud M, Hero H. Effect of casting atmosphere on the quality of Ti-crowns. *Scand J Dent Res* 98 (3): 268-72, 1990.
- Suzuki Y, Ohkubo C, Abe M, Hosoi T. Titanium removable partial denture clasp repair using laser welding: a clinical report. *J Prosthet Dent* 91 (5): 418-20, 2004.
- Troia MG, Jr., Henriques GE, Nobile MA, Mesquita MF. The effect of thermal cycling on

the bond strength of low-fusing porcelain to commercially pure titanium and titanium-aluminium-vanadium alloy. *Dent Mater* 19 (8): 790-6, 2003.

- Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int* 27 (6): 401-8, 1996.
- Watanabe K, Miyakawa O, Takada Y, Okuno O, Okabe T. Casting behavior of titanium alloys in a centrifugal casting machine. *Biomaterials* 24 (10): 1737-43, 2003.
- Zinelis S. Effect of pressure of helium, argon, krypton, and xenon on the porosity, microstructure, and mechanical properties of commercially pure titanium castings. *J Prosthet Dent* 84 (5): 575-82, 2000.