

Les alliages dentaires

Plan de travail

Introduction

I- LES ALLIAGES PRECIEUX

1-Classification

2- Notions de caratage

3- Composition

4- Rôles des constituants

5- Propriétés physiques et mécaniques

6- Propriétés thermiques

7- Corrosion chimique

8- Propriétés biologiques

9- Indications

II- LES ALLIAGES NON PRÉCIEUX

1- Composition

2- Classification

Plan de travail

3- Rôles des constituants

3-1- Eléments constituant la matrice dendritique et interdendritique

3-2- Eléments participant à la formation des précipités dans la matrice

4- Propriétés physiques et mécaniques des alliages NI-CR et CO-CR

5- Corrosion chimiques

6- Propriétés biologiques

7- Indications

III. LES ALLIAGES DE TITANE

1- Propriétés physiques et mécaniques

2- Corrosion chimique

3- Propriétés biologiques

CONCLUSION

Introduction

Actuellement l'on peut trouver une grande variété d'alliages dentaires sur le marché, plus de 2000, de compositions très différentes et applications variées. Les métaux composant ces alliages doivent être biocompatibles, relativement faciles à couler et à souder, et aisément polissables. L'alliage idéal présente peu de contraction lors de sa solidification, un minimum de réactivité avec les revêtements, résistance à l'abrasion, haute dureté et résistance à la corrosion.

- **Metal:**

It is an element which ionizes positively in solution.

- **Alloy:**

It is the combination of 2 or more metals.

It allows combining of best properties of many metals for specific purposes.

[Inlays, long span bridges, partial denture , etc.]

- **Shaping:**

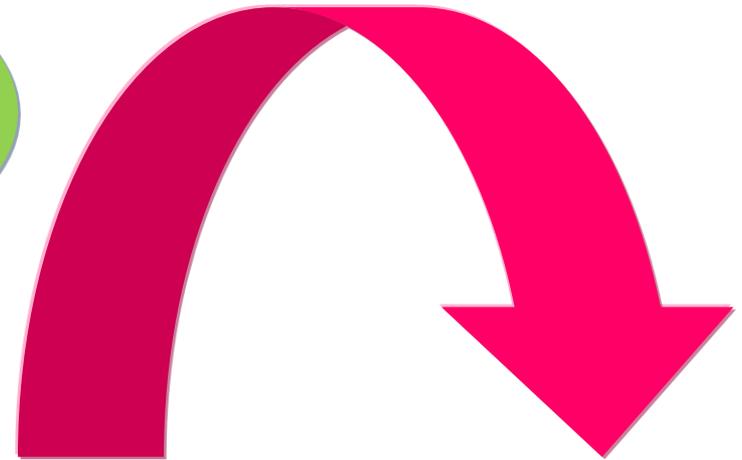
Metals & alloys are shaped by the dental casting technology.

It is the lost wax technique introduced by Taggart in 1907.

It is the process of turning wax pattern of restoration into metallic one.



Matériaux métalliques



Les alliages dentaires sont composés de trois groupes :

- les précieux ;
- les semi-précieux ;
- les non-précieux.

L'ADA a établi en 1984 une classification des alliages dentaires selon leur composition et leur comportement électrochimique. Les alliages sont classés selon leur niveau de noblesse en « Hautement Noble », « Noble », « non noble » ou à « base métal » (PB)

Alliages dentaires pour la prothèse fixée	Teneur en Or + métaux du groupe des platinoïdes*
Alliages hautement nobles	> 60% (Au > 40%)
Alliages nobles	> 25% (Or non nécessaire)
Alliages non nobles (PB)	< 25% (Or non nécessaire)

* groupe platinoïdes = platine, palladium, rhodium, iridium, osmium et ruthénium



TABLE 11-3**American Dental Association
Classification of Alloys**

ALLOY CLASSIFICATION	GOLD CONTENT (WT. %)	NOBLE METAL CONTENT (WT. %)
High-noble	≥ 40	≥ 60
Noble	Not required	≥ 25
Predominately base-metal	Not required	< 25

Les alliages pour céramo -métalliques sont répartis selon les trois groupes précédents.

Leur intervalle de fusion doit être supérieur à 1000 °C pour permettre la cuisson des céramiques.

Pour améliorer la liaison métallo-céramique, des éléments mineurs (< 1 %) sont ajoutés aux alliages, ce qui favorise la formation d'une très fine couche d'oxydes lors du traitement thermique et améliore la liaison métal-céramique par inter diffusion des oxydes.

Il faut toujours utiliser des alliages identiques dans une même bouche.

Cette homogénéité évite les problèmes de corrosion.

Couleur

Détermine la couleur de l'alliage, généralement chromée pour les non précieux ainsi que pour l'argent (Ag) et le palladium (Pd), et de couleur dorée pour les alliages précieux contenant un pourcentage élevé d'or (Au). Les alliages chromés ayant un pourcentage élevé d'or (Au) sont également appelés « Ors blancs », décolorés par le palladium (Pd). Le titane (Ti) se présente sous une couleur grisâtre, nettement moins brillant que le chrome (Cr).



Poids spécifique ou densité (g/cm³)

La densité d'un corps est le rapport entre le poids spécifique de la matière qui le constitue et son volume. La densité d'un métal est proportionnelle à la somme des poids des atomes et des molécules présents dans l'alliage, et l'espace existant entre eux. Il est important de connaître la densité d'un alliage pour pouvoir calculer la quantité de métal nécessaire à la coulée d'une maquette en cire. Ainsi, le poids de la cire (avec tiges de coulée) est multiplié par la densité de l'alliage, afin de connaître la quantité exacte de métal nécessaire à la coulée. Les tiges de coulée sont déjà incluses dans le poids final.



Module d'élasticité (MPa ou N/mm²)

Le module d'élasticité est la mesure de résistance d'un matériau soumis à une déformation élastique. Plus un matériau est rigide, plus son module d'élasticité est élevé, donc plus grande la force nécessaire à sa déformation. Pour les stellites, par exemple, l'idéal serait un module d'élasticité élevé pour éviter que les crochets ne soient trop flexibles. La valeur du module d'élasticité est déterminée par la force nécessaire à une élongation de 0,2%. Une machine universelle de test est utilisée pour réaliser l'élongation de l'alliage.



Limite élastique (MPa)

Elle peut également être appelée limite d'allongement ou de dilatation. Elle correspond à la force nécessaire pour atteindre la limite entre une simple déformation élastique et une déformation plastique définitive. Une déformation élastique permet à l'alliage, après suppression des forces exercées, de reprendre sa forme originale. Une déformation plastique, même après suppression des forces exercées, est définitive. Le paramètre de référence est 0,2%, déterminant la transition entre une déformation élastique et une déformation plastique. Dans le cas d'un stellite, une valeur élevée est recommandable, afin d'éviter une déformation définitives des crochets.

Dureté Vickers (HV)

La dureté Vickers correspond à la dureté de surface, à la résistance à l'abrasion, à l'usure ou à la pénétration d'un matériau par un autre. Plus la valeur est élevée plus la surface est dure et résistante à la pénétration.

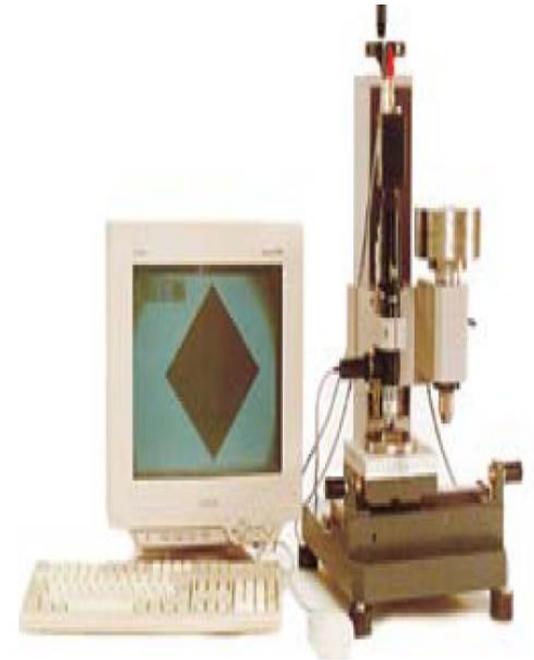


TABLE 11-2**Properties of Casting Alloys**

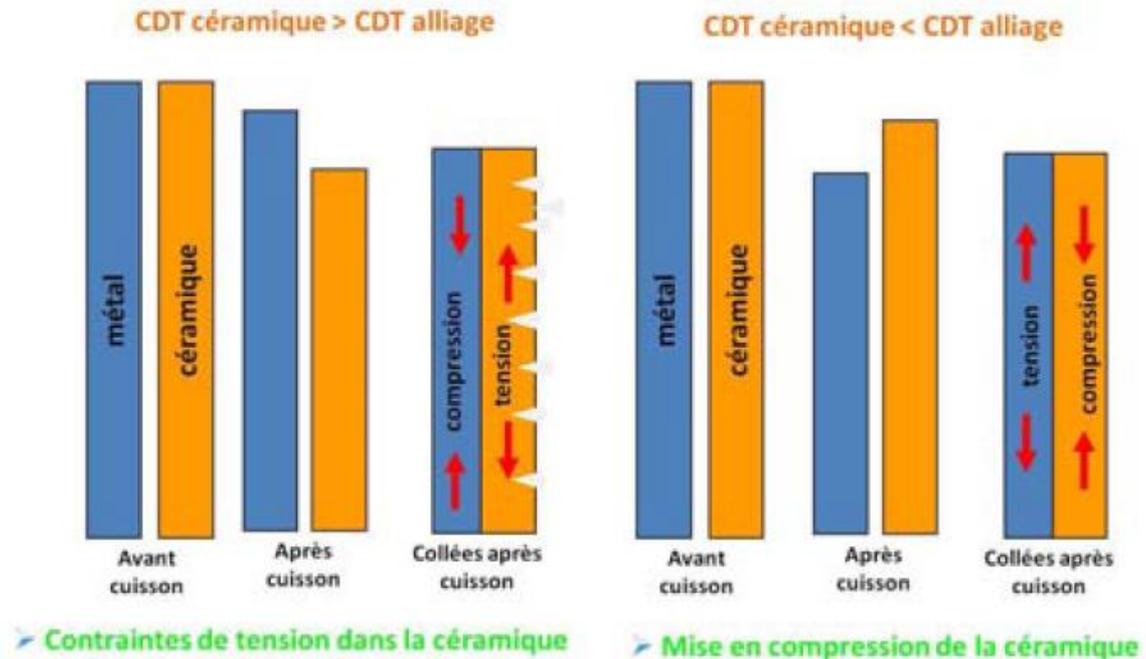
ALLOY TYPE	COLOR	MODULUS (GPa)	STRENGTH* (MPa)	HARDNESS (kg/mm ²)
High-Noble Alloys				
Au-Pt (Zn)	Yellow	90	420/470**	175/195
Au-Pd (Ag)	White	100	365/385	255/280
Au-Cu-Ag	Yellow	100	270/400	135/195
Noble Alloys				
Au-Ag-Cu	Yellow	100	325/500	125/215
Pd-Cu	White	120	1145	425
Ag-Pd	White	120	260/320	140/155
Predominately Base-Metal Alloys				
Ni-Cr (Be)	White	180-200	710	340
Ni-Cr (Be-free)	White	200	620	190
Co-Cr	White	220	870	380

*Yield strength, 0.2% offset, tension.

**Lower number indicates soft condition; higher number indicates hardened condition (ordered solution; see Figure 11-5). One number means that no soft/hard transition is possible.

Coefficient d'expansion thermique (10⁻⁶K⁻¹)

Souvent dénommé CET, il répond à la loi de la thermodynamique. Lorsque la température d'un matériau augmente, l'espace inter atomique augmente également. Ce phénomène engendre une expansion appelée dilatation thermique. Le comportement thermique du métal et la porcelaine doivent coïncider. Pendant le refroidissement des deux matériaux de la température de cuisson de la céramique à la température ambiante, les tensions résiduelles doivent être suffisamment faibles et convenablement dirigées pour éviter des fissures ou éclats dans la porcelaine. Le coefficient d'expansion thermique du métal devrait toujours être légèrement plus élevé que celui de la céramique, afin de se contracter d'avantage durant le refroidissement. Cette différence de coefficient d'expansion permet à la céramique d'être en compression résiduelle, ce qui lui procure plus grande résistance.

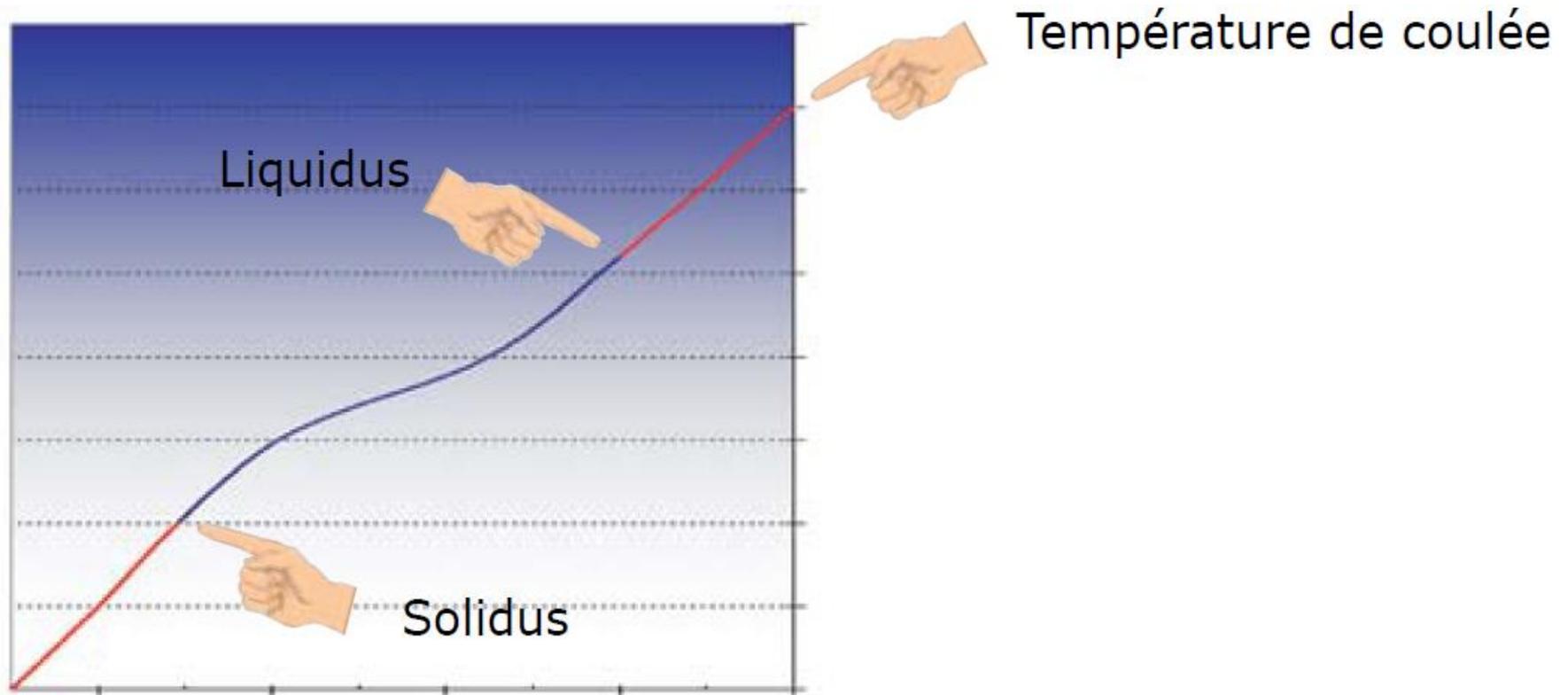


Allongement à la rupture (%)

Également appelée flexibilité ductile. Il correspond à l'élongation maximum d'un matériau précédent sa propre rupture. La valeur, exprimée en pourcentage, est indépendante du diamètre de la pièce d'expérimentation. Sous l'augmentation des forces exercées, la fracture correspond à un stade avancé de la déformation plastique.

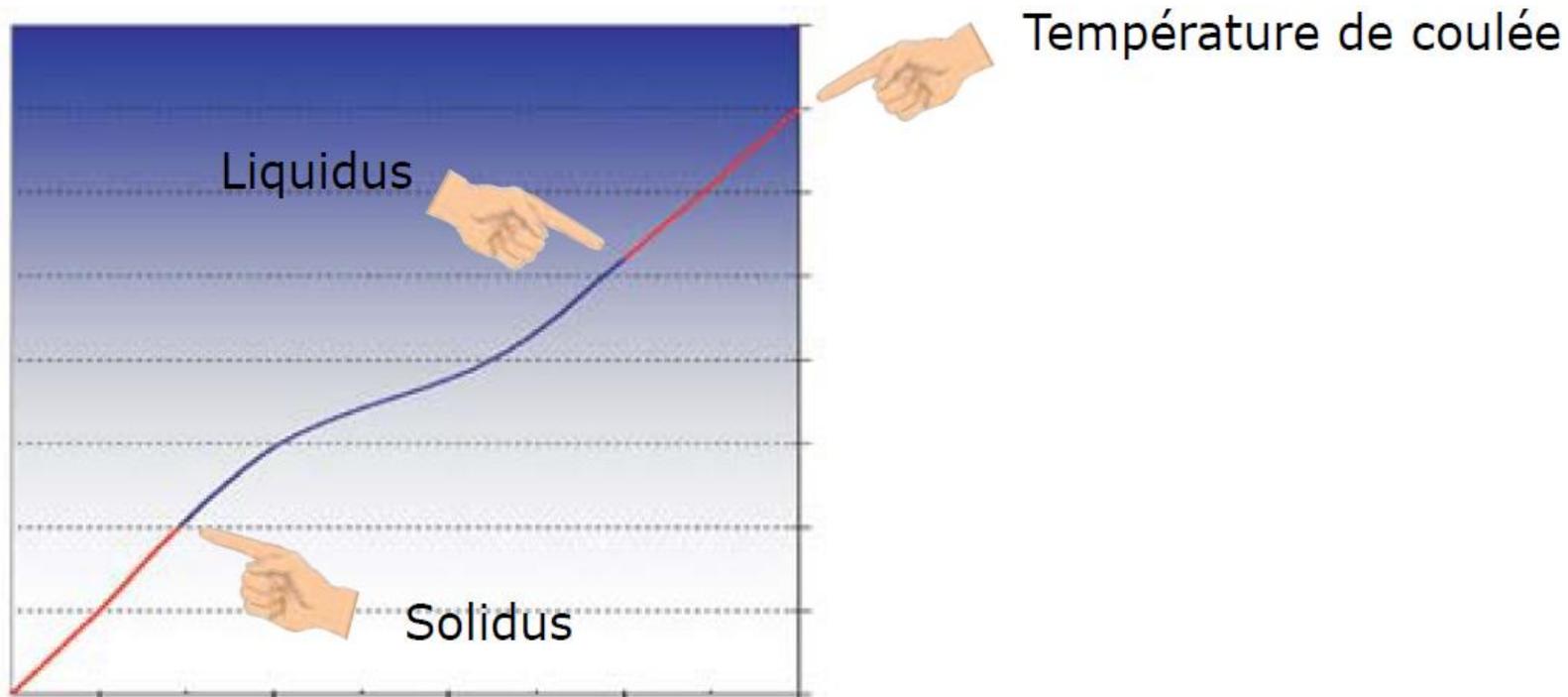
Intervalle de fusion (°C)

Déterminé par deux températures, la plus basse appelée solidus, à laquelle le métal se trouve à l'état solide, et la plus haute appelée liquidus, à laquelle le métal se trouve à l'état liquide. Dans cet intervalle, qui varie de 30°C à 130°C selon la composition, le métal se trouve à l'état pâteux. Certaines particules sont déjà liquides alors que d'autres sont encore solides.



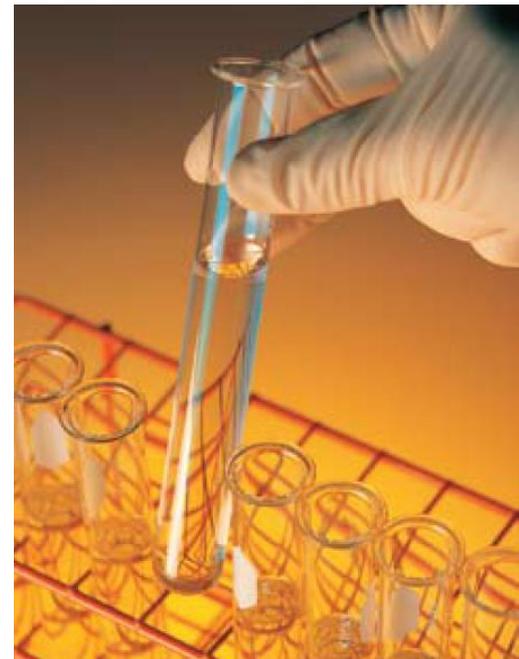
Température de coulée (°C)

Lorsque la température atteint le liquidus, la totalité de l'alliage se trouve à l'état liquide. Un arrêt du chauffage de l'alliage à ce moment précis conduit à un processus de solidification immédiat de certaines particules. Par conséquent, il est essentiel que la température de coulée dépasse d'environ 50°C à 150°C (7 à 15%) la température liquidus de l'alliage, permettant ainsi au métal encore liquide de remplir le cylindre dans sa totalité.



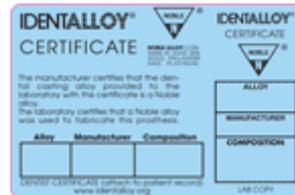
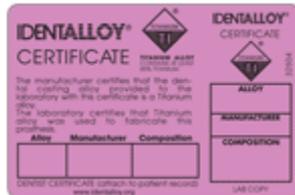
La biocompatibilité

Tous les alliages dentaires libèrent des éléments dans la cavité buccale, mais pas forcément en concentration proportionnelle à leur composition. La quantité d'éléments libérés est directement proportionnelle à la diversité des alliages présents dans une même cavité buccale. Un effet galvanique peut se produire entre les différents types d'alliages présents dans le même environnement buccal. Ainsi, le public doit assumer les risques constitués par l'usage d'alliages dentaires, et considérer si leur utilisation est bénéfique. Dans la plupart des cas, la quantité d'éléments libérés par les alliages dentaires est bien inférieure à la quantité ingérée par le régime alimentaire. À long terme, les éléments contenus dans notre propre alimentation peuvent eux-mêmes être nocifs à notre santé.



Il doit y avoir émanation d'ions pour causer une allergie. Par conséquent il se produit une inflammation des tissus gingivaux. Des recherches ont démontrées qu'une allergie à un alliage dentaire ne peut se produire qu'en présence de corrosion et de libération d'ions métalliques. Il n'est pas évident de déterminer si une réaction inflammatoire produite par l'émanation d'ions métalliques est un mécanisme allergénique ou toxique, voire une combinaison des deux. Généralement les réactions allergéniques sont caractérisées indépendamment de la dose appliquée.

IdentAlloy certificates





Or (Au)



Argent (Ag)



Palladium (Pd)



Platine (Pt)



Nickel (Ni)



Chrome (Cr)



Cobalt (Co)



Molybdène (Mo)



Béryllium (Be)



Titane (Ti)



Carbone (C)



Cuivre (Cu)



Etain (Sn)



Fer (Fe)



Gallium (Ga)



Indium (In)



Iridium (Ir)



Magnésium (Mg)



Manganèse (Mn)



Niobium (Nb)



Zinc (Zn)



Zirconium (Zr)

Alliages précieux

I- LES ALLIAGES PRECIEUX :



- **Composition**

- Les alliages précieux doivent comporter au moins 75 % en poids d'or et de platine (règle de Tamman) pour éviter toute corrosion. D'autres composants : argent, cuivre, palladium , zinc... interviennent pour moduler les propriétés physiques et la teinte de l'alliage.
- Les alliages céramo-métalliques atteignent généralement un taux or-platine de 85 % et comportent également du palladium pour augmenter leurs propriétés mécaniques et modifier l'intervalle de fusion. Des éléments mineurs (indium, zinc, fer...) favorisent la liaison avec les céramiques.

I- LES ALLIAGES PRECIEUX :

1-Classification :

Selon la spécification n° 5 de l'A.D.A., les alliages d'or sont divisés en 4 types en fonction de leur dureté (Vickers):

Type I mou : $50 < V.H.N. < 90$

Type II moyen : $90 < V.H.N. < 120$

Type III dur : $120 < V.H.N. < 150$

Type IV extra-dur : $150 < V.H.N.$

Classification récente de l'ADA

TABLE 11-2 Properties of Casting Alloys

ALLOY TYPE	COLOR	MODULUS (GPa)	STRENGTH* (MPa)	HARDNESS (kg/mm ²)
High-Noble Alloys				
Au-Pt (Zn)	Yellow	90	420/470**	175/195
Au-Pd (Ag)	White	100	365/385	255/280
Au-Cu-Ag	Yellow	100	270/400	135/195
Noble Alloys				
Au-Ag-Cu	Yellow	100	325/500	125/215
Pd-Cu	White	120	1145	425
Ag-Pd	White	120	260/320	140/155
Predominately Base-Metal Alloys				
Ni-Cr (Be)	White	180-200	710	340
Ni-Cr (Be-free)	White	200	620	190
Co-Cr	White	220	870	380

*Yield strength, 0.2% offset, tension.

**Lower number indicates soft condition; higher number indicates hardened condition (ordered solution; see Figure 11-5). One number means that no soft/hard transition is possible.

3 TYPES



I- LES ALLIAGES PRECIEUX :

Notions de caratage :

Le caratage : Un “carat” représente $1/24$ de teneur en Or donc 18 carats représentent $18/24$ soit 75 % de sa teneur en Or.

L'or ne peut être modelé dans sa forme pur, d'où l'intérêt du caratage.

I- LES ALLIAGES PRECIEUX :

Rôles des constituants :

- 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.

- 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 blanchit l'alliage plus que tout autre constituant (il suffit de 5 à 6 % de palladium pour le blanchir complètement).

I- LES ALLIAGES PRECIEUX :

4- Rôles des constituants :

- L'argent (Ag)

Actif chimiquement, il contribue à la ductilité de l'alliage. L'argent tend à blanchir l'alliage (métal blanc).

- 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.

Le cuivre diminue la résistance à la corrosion de l'alliage (son utilisation doit donc être limitée).

- 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.

Indications

Les alliages de type I sont indiqués pour les inlays et onlays.

Les alliages de type II sont employés pour la confection de couronnes unitaires, de bridges de petite et moyenne portée et d'inlays-onlays moyens d'ancrage de bridge.

Enfin, les alliages de type III sont réservés aux bridges de grande portée et aux reconstitutions corono-radicales.



Traitements thermiques

L'**homogénéisation** permet d'obtenir des propriétés mécaniques maximales et évite tout risque de corrosion électrochimique. Après la coulée, le cylindre est refroidi à 700°C pendant 15 min, puis il est trempé dans l'eau.

Cela évite l'augmentation de la taille des grains composant la microstructure de l'alliage. Après le traitement d'homogénéisation, la prothèse est portée à 400°C pendant 15 min dans un bain de sels fondus afin de favoriser son durcissement. Ceci est surtout valable quand les alliages de type III et IV sont employés pour les prothèses plurales.

La masselotte de coulée n'est réutilisable que si un traitement thermique est effectué après chaque coulée et si l'apport d'or neuf, de même composition, est supérieur au poids de la masselotte résiduelle.

Les retouches se réalisent avec des fraises en tungstène à denture hélicoïdale. Le polissage se fait avec des cupules (ex : Shoffu marron puis verte). Si celles-ci se font en bouche, il est conseillé de travailler sous spray. Il est préférable de retourner la prothèse au laboratoire si ces retouches sont importantes.

Le brunissage final se réalise sous spray au moins trois jours après le scellement définitif, avec des fraises en tungstène hélicoïdales (> 16 lames). Ensuite, les cupules grain moyen (ex : Shoffu marron) sont utilisées avec un sens de rotation perpendiculaire aux stries précédentes. Enfin, les cupules ou pointes fines (Shoffu verte) employées avec un sens de rotation métal-dent terminent ce brunissage.

Remarque

Dans le cadre des relations avec le laboratoire, il est indispensable de connaître la composition exacte de l'alliage utilisé et de s'assurer que les traitements thermiques ont été effectués.

I- LES ALLIAGES PRECIEUX :

7- Corrosion chimique :

La corrodabilité des alliages d'or augmente par paliers lorsque la teneur en or diminue.

Sur le plan de la corrosion électrochimique le traitement d'homogénéisation semble absolument nécessaire, si l'on veut éviter le ternissement en bouche des pièces coulées.

D'autre part, le couplage avec des métaux moins nobles est à éviter sous peine d'entraîner leur altération.

I- LES ALLIAGES PRECIEUX :

8- Propriétés biologiques :

Les alliages d'or sont très bien tolérés en bouche à condition que la teneur globale en or et en métaux nobles du groupe du platine ne soit pas inférieure à 75% Toutefois pour éviter les phénomènes subjectifs liés à la corrosion électrochimique (goût métallique, picotement de la langue...), il est préférable d'homogénéiser l'alliage avant sa mise en bouche.

Alliages semi-précieux

Propriétés physico-chimiques et biologiques

Les alliages comportant un titrage d'or et de platine inférieur à 75 %, avec des teneurs renforcées par exemple en argent et en cuivre qui leur confèrent une mauvaise résistance à la corrosion, sont à rejeter.

L'utilisation des alliages comportant au moins 70% de palladium offre une très bonne résistance à la corrosion (Meyer) et permet de remplacer les métaux précieux en cas d'allergie au nickel (Ni) ou au chrome (Cr).

Certains alliages semi-précieux contenant de très faibles proportions de terres rares sont employés dans les techniques céramo-métalliques.

Les autres propriétés sont très proches de celles des alliages précieux pour céramo-métalliques.

Manipulation et traitement

Les indications des alliages semi-précieux couvrent la totalité des réalisations en prothèse conjointe. Les mêmes règles que pour les alliages précieux sont à respecter :

- respect des compositions ;
- homogénéité des alliages utilisés en bouche ;
- traitement thermique d'homogénéisation.

Alliages non précieux

II- LES ALLIAGES NON PRÉCIEUX :

Deux grandes classes d'alliages peuvent être distinguées:
les alliages à base de nickel-chrome et les alliages à base de cobalt-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.

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.

II- LES ALLIAGES NON PRÉCIEUX :

1- Composition :

Pour les chrome-cobalt, chimiquement ce sont essentiellement des alliages base cobalt, soit ternaires, chrome-cobalt-molybdène (alliages classiques) soit, quaternaires chrome-cobalt-nickel-molybdène (alliages récents).

Les compositions pondérales des différents alliages non précieux sont variables selon les fabricants.

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 fixes, 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 fixes 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.

Propriétés physico-chimiques

Composition

Les composants principaux des Ni-Cr et des Cr-Co sont le nickel ou le cobalt dont la teneur doit être supérieure ou égale à 60 %. Il faut au moins 20 % de chrome (ou 20 % de chrome + molybdène) pour éviter la corrosion. Les éléments mineurs tels que le silicium ou le manganèse améliorent leur coulabilité.

Masse volumique

Leur masse volumique de 8 à 8,5 g/cm³ permet la réalisation de prothèses plus légères, mais nécessite une quantité d'alliage plus importante, lors de la coulée, pour obtenir une force de centrifugation suffisante.

Intervalle de fusion

L'intervalle de fusion, compris entre 1050 et 1250 °C, est plus élevé que celui des alliages précieux. Il faut donc maîtriser parfaitement la chaîne de fonderie avec des moyens de chauffe performants, pour éviter la formation de carbures, et utiliser des revêtements très résistants capables de compenser le retrait lié au refroidissement.

Rigidité

La rigidité est très importante : E est compris, pour Ni-Cr, entre 170 et 230 GPa et, pour Cr-Co, entre 210 et 250 GPa. Cet avantage permet de réduire l'épaisseur des pièces prothétiques de façon significative (0,2 mm au lieu de 0,4 mm minimum pour les alliages précieux).

Ces alliages sont donc particulièrement indiqués lorsque la hauteur disponible des éléments prothétiques est trop faible pour pouvoir dégager les embrasures. Ils trouvent aussi leurs indications lors des préparations pelliculaires (bridges colles ou d'attelles) ou de bridges de grande portée.

Dureté

La dureté est élevée ($280 < \text{VHN} < 365$). L'usinage, plus difficile au laboratoire de prothèse, impose une finition très poussée des maquettes en cire afin de limiter les retouches.

Résistance d l'usure

La résistance à l'usure est supérieure à celle de l'email. Elle nécessite un contrôle et une équilibration régulière des prothèses.

Propriétés chimiques et électrochimiques

Les propriétés chimiques et électrochimiques sont très bonnes grâce à la formation d'une couche de passivation protectrice. Pour préserver la qualité de cette dernière, la coulée de l'alliage doit se faire avec une fronde à induction. En effet, celle-ci limite l'apport de carbures qui, s'il était trop important lors de la chauffe, en diminuerait la qualité.

Propriétés biologiques

Les propriétés biologiques des alliages nickel-chrome et chrome-cobalt sont en général très bonnes. Pourtant, il existe des allergies au nickel, voire au chrome. Quand celles-ci sont suspectes, l'anamnèse permet de détecter la présence de réactions cutanées avec bijoux fantaisie, bracelet, montre, etc. Ces suspicions sont complétées éventuellement par des tests réalisés par un allergologue.

Remarque

Les alliages comportant du béryllium sont cancérigènes lors de leur manipulation au laboratoire et devraient donc être retirés du marché.

Manipulation et traitement

Indications

Il n'y a pas de limites à leur utilisation en dehors des problèmes allergiques et ceux liés au couplage à d'autres alliages. Les Ni-Cr et les Cr-Co concernent la totalité des restaurations en prothèse conjointe.

Traitement thermique d'homogénéisation

Le traitement thermique d'homogénéisation améliore les propriétés mécaniques et évite une corrosion localisée. Pour cela, il faut repositionner le cylindre dans le four après coulée et le laisser refroidir lentement.

Brunissage

Le brunissage est très limité car la ductilité est très faible.

Retouches

Les retouches se réalisent à l'aide d'instruments en tungstène à denture hélicoïdale, sous spray quand elles se font directement en bouche. Le polissage se fait avec des pointes ou cupules de granulométrie décroissante (cupules Shoffu marron puis verte). Lors de grosses retouches, il est préférable de retourner les pièces prothétiques au laboratoire afin de limiter le temps clinique.

Les alliages de titane

Titane (Ti)

Gris argenté, le titane (Ti) n'est pas très brillant lorsqu'il est poli. Il est particulièrement léger, dur et cassant. L'utilisation du titane (Ti) en dentisterie nécessite des mesures spéciales durant son élaboration. La coulée devrait être réalisée sous vide et complétée par la projection de gaz argon (Ar). Le titane (Ti) réagit en présence de carbone (C), d'azote (N) et d'oxygène (O). Durant le processus de coulée l'interaction de ces éléments contenus dans l'air ou dans les revêtements entraîne un durcissement de la surface de l'objet coulé. Cette couche d'environ 50 μm à 100 μm d'épaisseur est appelée « Alpha case ». Elle doit être entièrement éliminée lors du polissage afin de permettre l'application de céramique et de fournir au métal suffisamment de résistant à la corrosion.



Les alliages de titane

Les alliages de titane ont une excellente biocompatibilité et ont vu leur intérêt s'accroître grâce aux techniques implantaires pour tenter d'éviter un poly métallisme. Leur compatibilité avec l'IRM accroît leur intérêt.

Propriétés physico-chimiques et biologiques

Composition

Le titane dit commercialement pur (CP) est en fait un alliage titane-oxygène. Ti-O₂ est le principal oxyde formé et son pourcentage détermine le grade de l'alliage (ex. : Ti1 = 0,12 % ; Ti2 = 0,18 % (Branemark) ; Ti3 = 0,25 % ; Ti4 = 0,35 %). Ti4 est plus dur, plus rigide mais également plus cassant. Ce métal est très réactif. Il se couvre spontanément à l'air d'une pellicule d'oxydes fortement protectrice (10 à 20 microns) qui entraîne sa passivation.

Remarque

Le Nitinol (Ni-Ti) trouve un intérêt plus particulier en orthodontie. Le TA6V4 (aluminium 6%, vanadium 4%), le Ti-Pd ou Ti-Cu-Ni sont actuellement en cours d'études pour une utilisation en prothèse afin de faciliter la mise en œuvre par coulée.

Masse volumique

La masse volumique est très faible ($d = 4,5 \text{ g/cm}^3$), ce qui donne une mauvaise coulabilité et nécessite un apport d'alliage important.

Point de fusion

Le point de fusion est très élevé (1720°C). Les alliages de titane doivent donc être fondus à l'arc ou par induction sous vide et sous argon étant donné leur forte réactivité à l'oxygène. Cela nécessite un matériel très coûteux au laboratoire de prothèse.

Propriétés thermiques

Leur faible dilatométrie et la transformation de la structure de l'alliage à une température de 882 °C ne permettent pas l'utilisation de céramiques conventionnelles, ce qui a généré le développement de nouvelles céramiques dites < basse fusion > dont la température de cuisson est inférieure à 850 °C. Ces céramiques sont toutefois moins résistantes que les céramo-métalliques traditionnelles (35 MPa au lieu de 70 MPa en flexion).

Propriétés mécaniques

Les propriétés mécaniques sont comparables à celles des alliages précieux de type II et III.

Propriétés biologiques

La biocompatibilité est excellente grâce à la couche de passivation. Il faut néanmoins éviter les gels fluorescents qui entraînent une corrosion sélective des alliages en titane. Toutefois, 2,43 % de la population est allergique au titane.

Manipulation et traitement

Pour les raisons exposées précédemment, la mise en œuvre du titane demande un investissement très coûteux au laboratoire de prothèse qui freine son utilisation, plutôt réservée aux prothèses sur implants et aux sujets allergiques aux autres alliages non précieux.

