

Les amalgames

Société Francophone de Biomatériaux Dentaires

Date de création du document 2009-2010

Table des matières

I	Les différents amalgames dentaires.....	4
I.1	Les amalgames à faible teneur en cuivre, dits conventionnels.....	4
I.2	Les amalgames à haute teneur en cuivre (Cu > à 12%).....	8
I.2.1	Les amalgames à phase dispersée (admixed alloy).....	8
I.2.2	Les amalgames HCSC (High Copper Single Composition).....	10
II	Propriétés mécaniques des amalgames.....	12
II.1	Dureté.....	12
II.2	Résistance à la traction diamétrale.....	13
II.3	Résistance à la compression.....	13
II.4	Fluage.....	13
III	Propriétés physico-chimiques des amalgames.....	14
III.1	Variations dimensionnelles.....	14
III.1.1	Variations au cours de la prise.....	14
III.1.2	Effet de la contamination par l'humidité.....	15
III.1.3	Variations d'origine thermique.....	15
III.2	Conductivité thermique.....	15
III.3	Propriétés électrochimiques.....	15
III.3.1	Paramètres de la corrosion.....	15
III.3.2	Facteurs influençant la corrosion.....	16
III.3.3	Conséquences de la corrosion.....	16
IV	Propriétés biologiques des amalgames.....	16
IV.1	Toxicité des produits de dégradation.....	16
IV.2	Toxicité du mercure.....	16
V	Manipulation des amalgames.....	17

V.1 Sélection	17
V.1.1 Type d'alliage.....	17
V.1.2 Type de poudre.....	17
V.1.3 Condensation.....	18
V.2 Précautions à prendre.....	18
VI Annexes.....	19

INTRODUCTION

C'est le français TAVEAU qui propose en 1836 l'amalgame d'argent (binaire argent-mercure). Les performances sont médiocres.

En 1896, BLACK améliore cet amalgame et définit les limites de composition de l'alliage (65 % en poids d'argent, 29% d'étain, moins de 6% de cuivre) en parallèle avec les formes de préparation des cavités. Jusqu'au début des années 60, cette composition a très peu évolué.

L'amalgame dentaire résulte de la combinaison d'une poudre d'alliage métallique (dont la base est l'argent associé avec l'étain et le cuivre) avec un métal liquide à température ambiante, le mercure.

La qualité finale d'une obturation en amalgame dépend des diverses propriétés de l'amalgame donc du type d'alliage utilisé, mais également de sa manipulation qui est essentielle pour un résultat optimal.

I LES DIFFÉRENTS AMALGAMES DENTAIRE

I.1 LES AMALGAMES À FAIBLE TENEUR EN CUIVRE, DITS CONVENTIONNELS

Ce sont des amalgames basés sur la composition définie par BLACK. Ils sont caractérisés par une faible teneur en cuivre, toujours inférieure à 12% et le plus souvent inférieure à 6%.

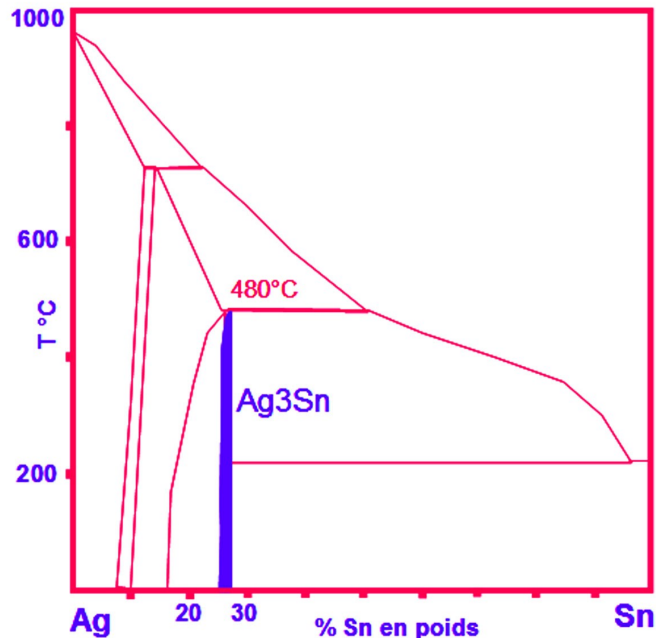
- **Composition**

- **La poudre d'alliage** est constituée d'argent, d'étain, de cuivre et d'un peu de zinc. L'argent (40 à 70 %) se combine avec le mercure pour former la matrice et procure la résistance mécanique. L'étain (22 à 30 %) facilite l'amalgamation, donne une plus grande plasticité, réduit l'expansion et le temps de prise. Le cuivre peut se combiner avec l'étain l'empêchant de se lier avec le mercure. Le zinc (toujours inférieur à 2 %) a un rôle de désoxydant durant la coulée. La poudre est le plus souvent sous forme de limailles, la technique la plus simple pour obtenir une poudre métallique.

La poudre de type limaille est obtenue en versant le métal fondu dans des creusets, donnant après solidification des lingots. Ces lingots subissent un traitement thermique d'homogénéisation. Ils sont ensuite usinés mécaniquement par des fraises rotatives pour donner des copeaux qui subissent également un traitement thermique pour supprimer les contraintes. Ces copeaux ou limailles sont tamisés pour contrôler la granulométrie.

La composition métallurgique de l'alliage est à base d'Ag₃Sn (phase γ). Le diagramme de phase Ag-Sn (**figure 1**) montre que cette phase γ , composé intermétallique Ag₃Sn, est dans un domaine de composition étroit. Cette phase, la plus adaptée à la confection d'un amalgame, est obtenue par un refroidissement lent en dessous de 480°C.

Figure 1. Diagramme de phase Ag-Sn



- **Le mercure** représente un peu plus de 50% en poids du mélange avec la poudre. Il doit être utilisé très pur sinon une couche de contaminants en surface interfère avec la réaction de prise.

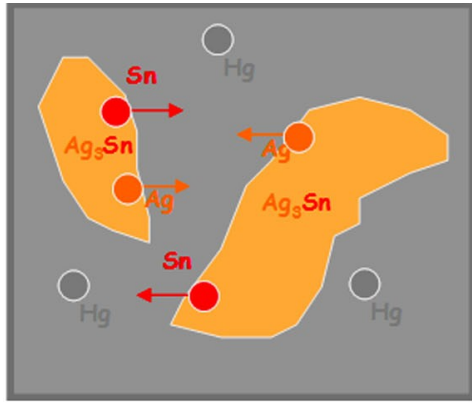
- **Réaction de prise figure 2**

Immédiatement après la trituration, la poudre d'alliage coexiste avec le mercure. Le mercure attaque la surface des particules d'alliage. Des transformations physico-chimiques apparaissent et conduisent à un matériau plastique qui durcit progressivement après la condensation dans la cavité.

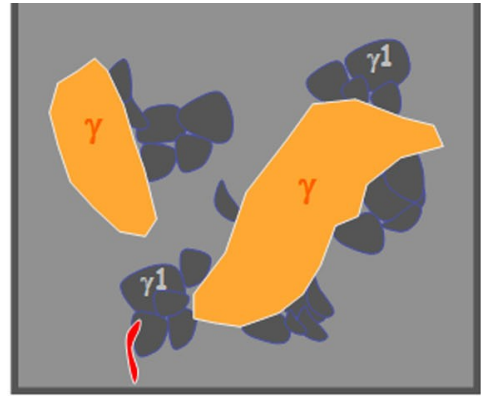
La réaction de prise se décompose en :

- **Imprégnation.** L'argent et l'étain des particules diffusent dans le mercure et le mercure diffuse dans les particules d'alliage. Cette diffusion se fait par l'intermédiaire des lacunes.
- **Amalgamation.** Le mercure a une solubilité limitée dans l'argent et dans l'étain. Quand la solubilité est dépassée, les cristaux des deux composés métalliques binaires précipitent dans le mercure avec apparition du composé Ag₂Hg₃ (phase γ 1) et du composé Sn₇₋₈Hg (phase γ 2). Comme la solubilité de l'argent dans le mercure est plus basse que celle de l'étain, la phase γ 1 précipite la première et la phase γ 2 ensuite.

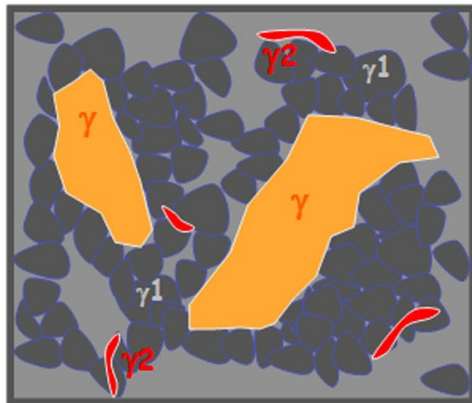
Figure 2. Réaction de prise d'un amalgame conventionnel



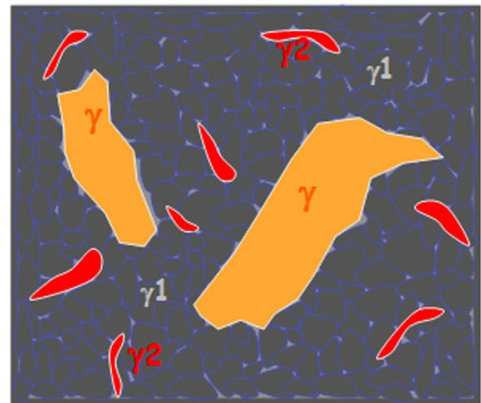
a. Diffusion entre les particules d'alliage et le mercure



b. Apparition de la phase γ_1 et de la phase γ_2



c. Durcissement de l'amalgame



d. Amalgame en fin de prise

-Cristallisation. Les cristaux de γ_1 et γ_2 grandissent au fur et à mesure de la dissolution des particules par le mercure. Ainsi l'amalgame durcit au fur et à mesure de la diminution du mercure.

L'alliage est habituellement mélangé avec le mercure selon un rapport 1/1. Ce taux de mercure est insuffisant pour complètement consommer les particules d'alliages.

La réaction peut être exprimée par :

Réaction de prise



- **Microstructure**

On obtient une structure polyphasée de type composite avec une matrice et des charges. La matrice est constituée de gros grains équiaxes de phase γ_1 enveloppant les charges qui constituent les particules de phase γ résiduelle de forme et taille hétérogènes. La phase γ_2 apparaît sous forme de petits grains plus allongés.

La répartition des phases est proche de $\gamma_1 = 70\%$, $\gamma = 20\%$ et $\gamma_2 = 10\%$ pour une proportion de mercure de 50%. La quantité de mercure est un facteur essentiel, pour une proportion de 62% de mercure, la phase γ disparaît presque complètement.

- **Propriétés**

Ce ne sont pas les propriétés des métaux purs qui influent sur les propriétés des amalgames mais bien celles des phases binaires. Les propriétés mécaniques, physico-chimiques et biologiques sont dépendantes de la composition et du pourcentage des différentes phases et de leurs propriétés.

Pour les propriétés mécaniques, plus il reste de phase γ non consommé dans la structure finale, plus l'amalgame est résistant ($\gamma = 170$ MPa, $\gamma_1 = 30$ MPa, $\gamma_2 = 20$ MPa en résistance à la traction).

Pour les propriétés électrochimiques, les phases γ et γ_1 sont stables dans le milieu buccal. La phase γ_2 est la plus faible mécaniquement et la moins stable électrochimiquement et peut subir une forte corrosion spécialement dans les crevasses de la restauration.

Du fait de la présence importante de phase γ_2 , les amalgames conventionnels présentent une faible résistance à la corrosion, un fluage élevé et des propriétés mécaniques insuffisantes.

Type : New True Dentalloy (SSWhite)

Des tentatives ont été effectuées pour améliorer ces amalgames en modifiant le type de poudre, la granulométrie et la quantité de cuivre, sans dépasser 12%, mais sans résultats probants.

L'obligation d'utilisation de l'amalgame sous forme de capsule prédosée (décision du 14 décembre 2000) pour des raisons liées à l'émission de vapeurs de mercure lors de la préparation des amalgames dentaires conditionnés en vrac, fait que ces amalgames conventionnels ont disparu du marché.

Les amalgames traditionnels démontrent des propriétés mécaniques faibles et une forte tendance à la corrosion. Ils ne sont plus commercialisés.

I.2 LES AMALGAMES À HAUTE TENEUR EN CUIVRE (CU > À 12%)

I.2.1 Les amalgames à phase dispersée (admixed alloy)

En 1963, INNES et YOUDELIS, métallurgistes, développent un amalgame constitué d'un mélange d'une poudre conventionnelle avec un alliage sphérique d'eutectique Ag-Cu (72% Ag et 28% Cu).

Le but initial était d'obtenir un durcissement de l'amalgame (amélioration des propriétés mécaniques) par dispersion de petites particules eutectiques sensées ne pas réagir au cours de la prise (amalgames à phase dispersée). Ces particules choisies pour leur module d'élasticité très élevé, devaient ainsi jouer le rôle de précipités bloquant le mouvement des dislocations.

Les cliniciens constatèrent en plus de l'amélioration des propriétés mécaniques, une réduction de la dégradation marginale, le maintien du poli et la réduction des ternissures. En fait le processus imaginé par INNES et YOUDELIS ne se réalise pas. On constate une réaction physico-chimique entre les particules d'eutectique et la poudre conventionnelle à l'origine de l'apparition de la phase Cu_6Sn_5 (phase η) au dépend de la phase γ_2 . MAHLER démontra que le Dispersalloy ne contient pratiquement plus de phase γ_2 .

- **Composition**

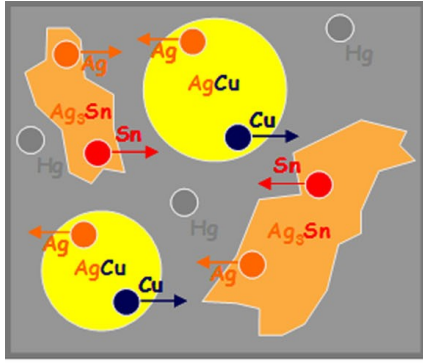
La poudre d'alliage est constituée d'une base de poudre conventionnelle. L'alliage eutectique représente environ 40% en poids.

Le mercure représente 50% du mélange avec la poudre.

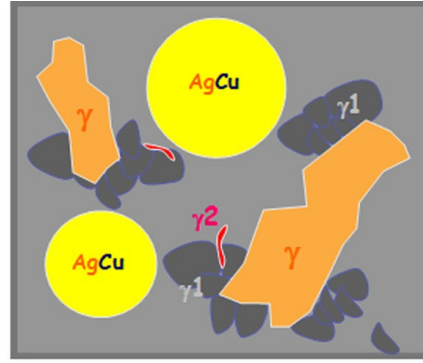
- **Réaction de prise figure 3**

L'argent et l'étain des particules d'alliage Ag_3Sn se dissolvent dans le mercure, l'argent des particules d'Ag-Cu se dissout dans le mercure. Le mercure pénètre dans ces particules. L'argent réagit préférentiellement avec le mercure pour former la phase γ_1 . Au niveau des particules d'eutectique, le cuivre se libère après l'argent. Ce cuivre va réagir avec l'étain pour former la phase η (Cu_6Sn_5). Une couche de cristaux de la phase η se forme ainsi autour des particules d'Ag-Cu non consommées. La phase γ_1 se lie simultanément avec la phase η et entoure les particules d'Ag-Cu couvertes de la phase η et les particules d' Ag_3Sn . Comme pour les amalgames à basse teneur en cuivre, la phase γ_1 représente la matrice.

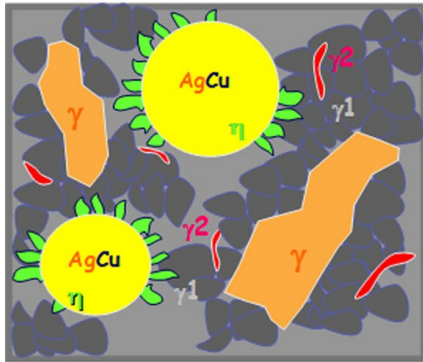
Figure 3. Réaction de prise d'un amalgame à phase dispersée



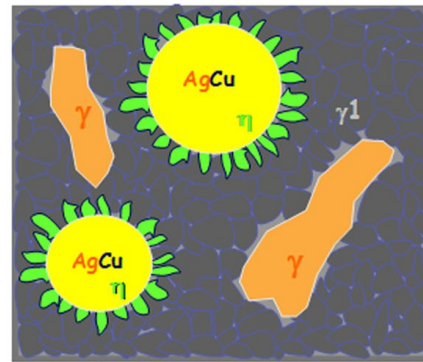
a. Diffusion entre les particules d'alliage et d'AgCu avec le mercure



b. Apparition de la phase γ_1 et de la phase γ_2



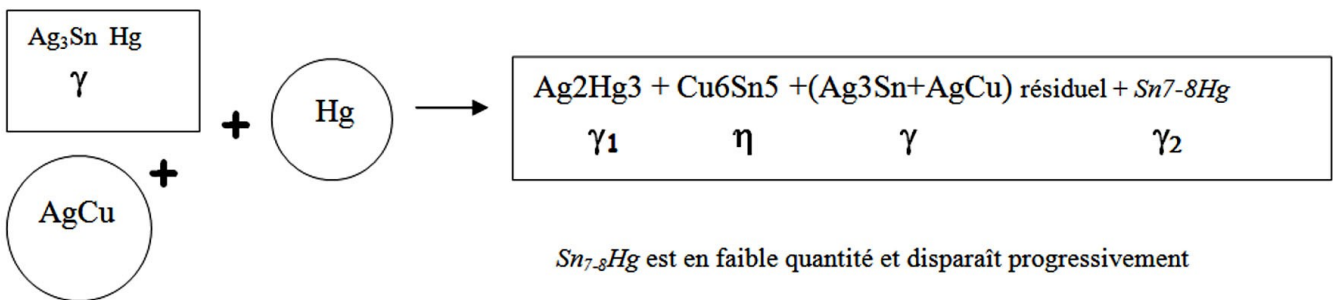
c. Apparition de la phase η autour des particules d'AgCu



d. Amalgame en fin de prise avec disparition de la phase γ_2

Quelques cristaux de phase η peuvent se retrouver au milieu de la phase γ_1 . La phase γ_2 se forme en même temps que la phase η et elle est éliminée ensuite par elle en consommant l'étain de la phase γ_2 .

Réaction de prise



● Microstructure

Le résultat correspond à la microstructure suivante : des particules γ pris dans une matrice de phase γ_1 au sein de laquelle se trouve des particules d'eutectique entourées d'une couche de η mêlée avec de la phase γ_1 . On retrouve également des petits noyaux de phase η dispersés dans la matrice.

- **Propriétés**

On obtient une amélioration significative de la résistance à la corrosion, un fluage faible et des propriétés mécaniques renforcées. Type : Dispersalloy (Johnson et Johnson).

Les amalgames à phase dispersée démontrent une amélioration significative des propriétés mécaniques et électrochimiques. Ces amalgames sont toujours sur le marché.

I.2.2 Les amalgames HCSC (High Copper Single Composition)

Le rôle favorable du cuivre démontré, l'évolution des amalgames à haute teneur en cuivre s'est faite dans le sens d'une incorporation directe du cuivre. En 1974, ASGAR propose un alliage sous forme d'une poudre homogène avec une haute teneur en cuivre.

La poudre est formée d'un seul type de particules à composition ternaire Ag-Sn-Cu. Le cuivre est incorporé directement à l'alliage lors de la fonte du lingot.

Ainsi, contrairement aux amalgames dispersés, chaque particule de poudre de cet alliage a la même composition chimique, d'où le nom d'alliages à composition unique.

La poudre est de type limaille ou de type sphérique.

Une poudre de type sphérique est fabriquée par atomisation du métal fondu dans des colonnes de pulvérisation sous gaz protecteur (argon) ou sous jets d'eau à haute pression, d'où la formation de particules sous forme de gouttelettes (refroidissement rapide) ou de sphères (refroidissement plus lent).

On peut contrôler avec cette technique la granulométrie de façon précise.

Des traitements thermiques d'homogénéisation sont effectués, ainsi que des lavages par acide.

- **Composition**

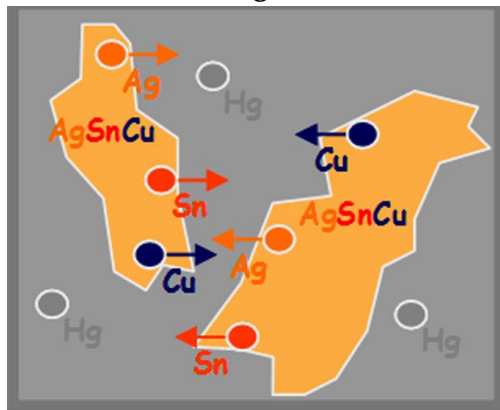
La composition métallurgique de base de l'alliage est le ternaire Ag-Sn-Cu.

Les phases β (Ag-Sn), phases γ (Ag₃Sn) et phases ε (Cu₃Sn) se retrouvent dans chaque particule, parfois la phase η (Cu₆Sn₅).

- **Réaction de prise**

Après trituration avec le mercure, l'argent et l'étain de Ag-Sn se dissolvent dans le mercure. La réaction de prise avec le mercure, entraîne la formation de γ I dans un premier temps.

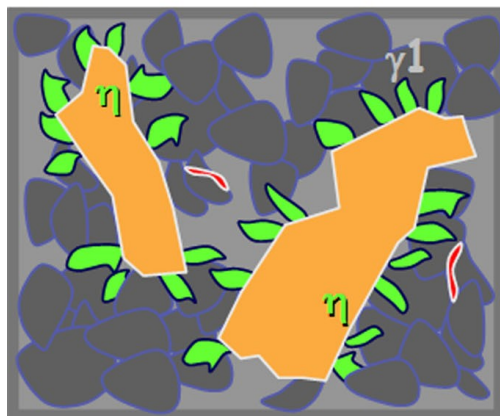
Figure 4. Réaction de prise d'un amalgame à phase dispersée



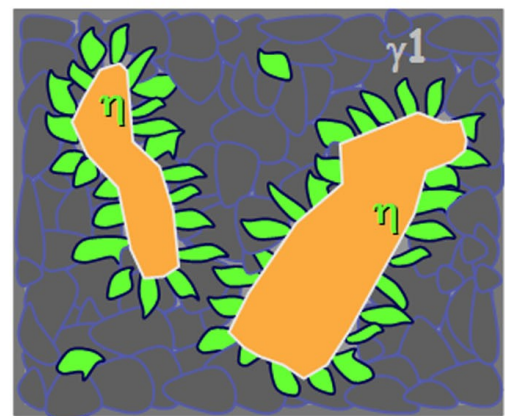
a. Diffusion des particules d'alliage AgSnCu avec le mercure



b. Apparition de la phase γ_1 et de la phase h et d'un peu de phase γ_2



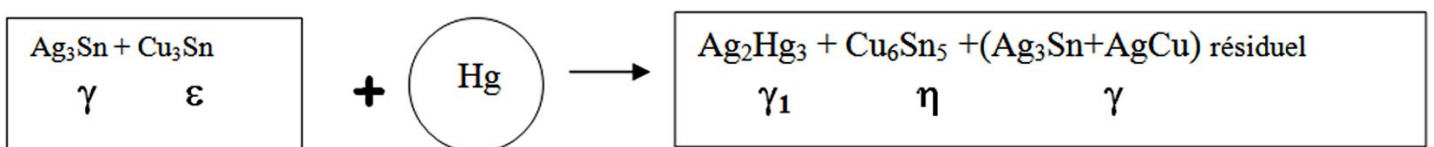
c. Formation de la phase η autour des particules d'AgSnCu



d. Amalgame HCSC en fin de prise

Puis la phase γ_2 se forme ce qui entraîne une diminution de la quantité de Sn à la périphérie des particules Ag-Sn-Cu alors que le pourcentage de Cu augmente car sa réaction avec le mercure est limitée. Ces mêmes particules, formées en majorité d'argent et de cuivre en surface, vont alors jouer le rôle des particules d'eutectique en éliminant la phase γ_2 .

Réaction de prise



● Microstructure

Les cristaux de γ_1 grandissent, formant la matrice. Les cristaux de phase η se forment comme des grilles de cristaux en bâtonnets à la surface des particules ainsi que dans la matrice. Ces cristaux sont plus larges que ceux entourant les particules d'Ag-Cu dans les amalgames dispersés.

Les alliages ternaires de type sphérique (Tytin, Valiant) ont une structure homogène. La teneur en cuivre varie de 13 à 28%. La part de phase e est élevée. La répartition spatiale entre les phases γ et e est favorable et grâce à cette distribution, l'étain libéré de la phase γ réagit directement avec la phase e pour former la phase η . La phase γ_2 n'apparaît à aucun moment.

Les alliages ternaires de type limaille (Ana 2000) possèdent aussi une grande part de phase e mais qui n'est pas distribuée aussi finement. Aussi, la formation temporaire de phase γ_2 n'est pas entièrement évitée.

Les alliages ternaires de type sphéroïde (Oralloy) sont pratiquement identiques aux sphériques.

On obtient une bonne résistance à la corrosion, un fluage négligeable et des propriétés mécaniques optimisées.

Les amalgames de type HCSC sont les plus performants pour les propriétés mécaniques et électrochimiques. Ils représentent le matériau de choix pour un résultat clinique optimal, dans les secteurs postérieurs.

II PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES DES AMALGAMES

L'utilisation des amalgames s'effectuant dans les secteurs postérieurs, les propriétés mécaniques sont un critère de choix déterminant.

II.1 DURETÉ

On utilise la dureté Vickers sous 300g à 24h.

Dureté Vickers

	Dureté Vickers 300g
Amalgame conventionnel	100 HVN
Amalgame à phase dispersée	130 HVN
Amalgame HCSC	160 HVN

II.2 RÉSISTANCE À LA TRACTION DIAMÉTRALE

La charge de rupture est fonction du mécanisme de prise, donc du temps écoulé, on la mesure à 15 mn, 1h, 24h et 7j.

Résistance à la traction diamétrale

	Traction diamétrale 7j en MPa
Amalgame conventionnel	50
Amalgame à phase dispersée	45
Amalgame HCSC	55

II.3 RÉSISTANCE À LA COMPRESSION

La valeur de la résistance à la compression à 7 jours pour un alliage HCSC est environ le double d'un amalgame conventionnel. A 1 heure, un HCSC est plus résistant qu'un conventionnel à 7 jours.

Résistance à la compression

	Compression 1h en MPa	Compression 7j en MPa
Amalgame conventionnel	50	250
Amalgame à phase dispersée	120	380
Amalgame HCSC	290	500

II.4 FLUAGE

Le fluage est une déformation plastique progressive et irréversible qu'un corps subit dans le temps, sous charge constante inférieure à la limite d'élasticité. Un facteur essentiel pour l'amalgame est la température. Le comportement clinique de l'amalgame se fait à température buccale (37°C) qui est relativement proche de la température du solidus de certaines phases (γ 1).

Fluage

	Fluage à 7j
Amalgame conventionnel	6%
Amalgame à phase dispersée	0,45%
Amalgame HCSC	0,05%

En fait la phase $\gamma 1$ a le point de fusion le plus bas. Le fluage est corrélé au mouvement des dislocations et aux glissements des grains constituant la matrice. Le rôle du cuivre est primordial. Il y a formation de η au niveau des joints de grains formant un verrouillage qui s'oppose au glissement. Au contraire $\gamma 2$ possède une grande aptitude à la déformation plastique et favorise ainsi les glissements de $\gamma 1$.

L'amalgame est un matériau bien adapté aux restaurations en méthode directe dans les secteurs postérieurs de par ses propriétés mécaniques élevées.

III PROPRIÉTÉS PHYSICO-CHIMIQUES DES AMALGAMES

III.1 VARIATIONS DIMENSIONNELLES

III.1.1 Variations au cours de la prise

L'amalgame ne présente aucune adhérence aux tissus dentaires du fait de la tension superficielle élevée du mercure qui entraîne une mauvaise mouillabilité. Une légère expansion est souhaitée pour l'étanchéité du matériau, mais si elle est trop forte, il y a risque de fracture.

La plupart des amalgames modernes montrent une nette contraction après trituration mécanique.

Quand l'alliage et le mercure sont mélangés, la contraction résulte de la dissolution des particules et de la croissance de la phase $\gamma 1$. Le calcul démontre que le volume final de $\gamma 1$ est moindre que le volume initial de l'argent dissout et du mercure liquide. La contraction continue tant que la phase $\gamma 1$ augmente. Au fur et à mesure de la croissance, les cristaux de $\gamma 1$ empiètent les uns sur les autres, d'où des pressions qui s'opposent à la contraction. Si le mercure est suffisant, une expansion se passe durant l'empiètement. Si le mercure est insuffisant, une contraction est constatée.

Or, les amalgames modernes présentent un rapport Hg/alliage bas. Des pressions de condensation élevées accentuent également la contraction.

III.1.2 Effet de la contamination par l'humidité

Si un amalgame à basse ou à haute teneur en cuivre contenant du zinc est contaminé par l'humidité durant la condensation, une large expansion peut avoir lieu (un amalgame non zinc contient moins de 0,01% de zinc). Cette expansion débute au 4ème-5ème jour et peut durer plusieurs mois. Cette expansion retardée est en partie responsable des fractures constatées à long terme sur les obturations volumineuses. L'utilisation de la digue est primordiale pour limiter cet effet.

III.1.3 Variations d'origine thermique

Le coefficient de dilatation thermique de l'amalgame est de 22 à 28 $10^{-6}/^{\circ}\text{C}$. Celui de la dentine est de 8,3 et celui de l'émail de 11,4.

III.2 CONDUCTIVITÉ THERMIQUE

La conductivité de l'amalgame (0,023 J/s/cm²) est 13 fois plus faible que celle de l'or et 20 fois plus importante que celle d'une résine composite et 37 fois supérieure à celle de la dentine. Cette conductivité élevée amplifie le facteur dilatation thermique.

III.3 PROPRIÉTÉS ÉLECTROCHIMIQUES

L'amalgame est un alliage métallique qui présente une hétérogénéité de composition et de structure. La salive représente un milieu électrolytique oxygéné et chloruré qui permet le transfert d'électrons inhérent à la réaction électrochimique ce qui conduit à l'oxydation de l'alliage en fonction de son potentiel de surface.

Parmi tous les alliages étudiés dans le milieu buccal, les amalgames sont les plus corrodables.

III.3.1 Paramètres de la corrosion

Les phénomènes d'aération différentielle (différence de potentiel entre zone aérée et non aérée) amplifient la corrosion.

Les couplages galvaniques peuvent provenir d'associations entre amalgame et or mais également entre amalgame conventionnel et HCSC ou encore entre amalgames d'âges différents caractérisés par des potentiels de repos différents.

Le rapport de surface est important. Une surface cathodique (ex : or) importante associée à une surface anodique (ex : amalgame) faible entraîne une corrosion plus rapide et plus intense de l'anode.

Les phénomènes de micropiles existent également entre les différentes phases d'un même amalgame.

Pour un amalgame traditionnel on observe un courant d'oxydation important proche du mA/cm². Pour un HCSC l'intensité du courant de corrosion est 35 fois plus faible.

III.3.2 Facteurs influençant la corrosion

La phase γ_2 a le potentiel le plus bas, c'est la phase la plus attaquée par piqûre, γ est peu ou pas attaqué, γ_1 est la plus noble. Le traitement de surface a une influence importante sur le comportement à la corrosion, le polissage réduit nettement l'attaque par corrosion. Le Zn peut être un générateur de corrosion important en présence d'humidité et aboutit à une expansion retardée.

III.3.3 Conséquences de la corrosion

Négatives. La corrosion favorise une détérioration marginale de la restauration. Les ions métalliques libérés peuvent colorer la dentine et provoquer des tatouages gingivaux.

Le mercure libéré va passer dans l'organisme, mais le phénomène est réduit par la recombinaison du mercure libre avec les particules d'alliage non réagies.

Positives. Les débris de corrosion vont partiellement combler l'interface.

Les ions métalliques libérés vont se recombinaison sous forme d'oxydes (particulièrement de cuivre) qui ont une action bactéricide et bactériostatique.

Sur le plan des propriétés physico-chimiques, le choix du type d'amalgame est un facteur important, mais la manipulation clinique demeure le facteur essentiel pour des résultats cliniques à long terme.

IV PROPRIÉTÉS BIOLOGIQUES DES AMALGAMES

IV.1 TOXICITÉ DES PRODUITS DE DÉGRADATION

Les produits de dégradation ont un pouvoir cytotoxique. Ils peuvent migrer en direction pulpaire et entraîner une réaction immunitaire pulpaire.

IV.2 TOXICITÉ DU MERCURE

La présence systématique de mercure au sein de l'amalgame dans une proportion de 40 à 50% accentue le problème de la toxicité du matériau. En effet le mercure rentre dans la catégorie des produits toxiques.

En matière de toxicité le facteur le plus fondamental est la dose.

L'INRS (Institut National de Recherche et de Sécurité) établit des normes précises de sécurité. Les vapeurs de mercure aussi bien que les sels sont toxiques à des doses de l'ordre de 0.1 mg/m³.

L'amalgame libère du mercure essentiellement lors de la condensation, du polissage et lors de la dépose d'une restauration. Durant ces actes, la proportion de mercure libéré et susceptible d'être absorbé varie entre 85 et 325 mg/m³.

La valeur limite d'exposition aux vapeurs de mercure tolérée dans les locaux de travail qui est de 50 mg/m³ concerne une exposition de 8 heures tous les jours ouvrés pendant une année.

L'air du cabinet dentaire varie entre 1 et 10 mg/m³ de mercure.

Un amalgame fraîchement réalisé représente le quart de l'apport alimentaire journalier et un amalgame vieilli le vingtième soit dans un facteur mille avec le seuil de toxicité journalier.

Il n'existe à l'heure actuelle aucune preuve scientifique susceptible de remettre en cause l'innocuité de l'amalgame.

V MANIPULATION DES AMALGAMES

V.1 SÉLECTION

V.1.1 Type d'alliage

On choisira de préférence un amalgame de type HCSC. La présentation est obligatoirement sous forme de capsule.

La granulométrie est définie par le fabricant. La taille moyenne des particules est de 15 à 35 µm avec un mélange compris entre 5 et 100 µm. Plus la granulométrie est importante, plus la surface développée de chaque particule est faible par rapport à la masse d'alliage et plus la cinétique de prise est lente. Plus la granulométrie est faible, plus l'expansion diminue.

Une granulométrie mélangée limite les porosités et la quantité de phases mercurielles.

La tendance actuelle correspond à des particules petites ou moyennes mélangées qui donnent des amalgames à prise rapide avec une grande résistance initiale.

V.1.2 Type de poudre

La poudre sphérique nécessite lors de l'amalgamation moins de mercure qu'une poudre limaille. L'état de surface des particules sphériques est plus lisse et régulier que pour les limailles facilitant l'étalement du mercure et rendant la cinétique de prise plus rapide. Un amalgame sphérique fraîchement préparé est plus mou et plus facilement modelable car la résistance à la friction des différentes sphères est plus faible que celle des particules de limaille. Un amalgame sphérique nécessite ainsi moins de pression à la condensation qu'un amalgame limaille.

L'inconvénient pour le sphérique est que l'on ne peut compter sur la pression de condensation pour la confection du point de contact.

Le temps de prise d'un amalgame sphérique est court, c'est un désavantage sur un plan

manipulation et un avantage sur le plan de l'obtention de propriétés mécaniques élevées au bout d'une heure (moins de risque de fracture).

Afin de tirer profit des deux types de poudre, on combine avec des mélanges limailles-sphères ou sphères-limailles. Ce type de mélange est une troisième catégorie de poudre d'amalgame, la plus utilisée actuellement.

V.1.3 Condensation

Elle s'effectue avec des fouloirs, manuellement ou mécaniquement. La condensation par ultra-sons est à proscrire, car elle génère d'importantes vapeurs de mercure.

On utilise des fouloirs de plus gros diamètre pour la poudre sphérique, en rapport avec la taille de la cavité, avec une condensation plus oblique.

V.2 PRÉCAUTIONS À PRENDRE

Il est obligatoire d'utiliser des amalgames non gamma-2 et sous forme de capsules prédosées. Il est nécessaire de travailler dans des locaux ventilés (aération du cabinet plusieurs fois par jour).

Le fraisage et le polissage doivent être réalisés sous refroidissement, aspiration chirurgicale et champ opératoire. La pose et la dépose libérant beaucoup de mercure, il est prudent de les éviter durant la grossesse et l'allaitement.

Il n'existe aucune preuve scientifique permettant de remettre en cause l'innocuité de l'amalgame pour la restauration des dents postérieures. Mais certaines précautions sont nécessaires dans le cadre d'une utilisation raisonnée.

VI ANNEXES

BIBLIOGRAPHIE

- AFSSAPS : Le mercure des amalgames dentaires. Rapport 2004.
- BLANC-BENON J, TREHEUX D, DABERT A. : Amalgames dentaires. Encycl Med Chir (Paris,France), Odontologie, 23065 M10, 4-1987, 14p.
- COLON P, BESNAULT C, PRADELLE-PLASSE N. : Obturation par un matériau : amalgame. Encycl Méd Chir (Elsevier, Paris), Odontologie, 23-136-A-05, 1999, 15p.
- COLON P, MESGOUEZ-MENEZ C, PRADELLE-PLASSE N. : Amalgames dentaires. Encycl Méd Chir (Elsevier, Paris), Odontologie, 23-065-M-10, 2000, 14p.
- COLON P. : Nouveaux alliages : acquis et perspectives. Informat Dent, 18, 1567-1574, 1994.
- INNES DBK, YOUDELIS WV : Dispersion strengthened amalgams. J Can Dent Assoc,, 29, 19, 587-593, 1963.
- PUJOL F, TOUMELIN-CHEMLA F, TOUMELIN JP, DEGRANGE M. : Question CES Biomatériaux : structures et propriétés des amalgames. J Biomater Dent, 10, 197-219, 1995.
- VANHERLE G, LAMBRECHTS B, VAN MEERBEEK B. : L'amalgame dentaire en l'An 2000. Réalités Cliniques. 11, 4, 393-405, 2000.
- VRIJHOEF MM, VERMEERSCH AG, SPANAUF AJ. : Dental Amalgam. Chicago : Quintessence Pub. Co., 1980