



## AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : [ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr](mailto:ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr)

## LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

[http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg\\_droi.php](http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php)

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

T/OD/N/2007/29-05/D

ACADEMIE DE NANCY-METZ  
UNIVERSITE HENRI POINCARRE NANCY I  
FACULTE D'ODONTOLOGIE

Année 2007

N° 29-05  
Double

**THESE**

Pour le

**DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE  
DENTAIRE**

Matériaux d'obturation et préparations  
cavitaires : évolution à travers le temps

Présentée et soutenue publiquement le 4 mai 2007

Par

Patrick MONTAGNE  
Né le 22 décembre 1980 à Metz (57)



Examineurs de la thèse :

Pr. A. FONTAINE  
Dr C. AMORY  
Dr Y. SIMON  
Dr F. HOUZELOT

Professeur de 1<sup>er</sup> Grade  
Maître de Conférences  
Assistant Hospitalier Universitaire  
Docteur en Chirurgie Dentaire

Président  
Juge  
Juge  
Juge

BU PHARMA-ODONTOL



104 076261 8

D

r

PPN 116510323  
E 6 187020

ACADEMIE DE NANCY-METZ  
UNIVERSITE HENRI POINCARRE NANCY I  
FACULTE D'ODONTOLOGIE

Année 2007

N° 29-05  
Double

**THESE**

Pour le

**DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE  
DENTAIRE**

**Matériaux d'obturation et préparations  
cavitaires : évolution à travers le temps**

Présentée et soutenue publiquement le 4 mai 2007

Par

Patrick MONTAGNE  
Né le 22 décembre 1980 à Metz (57)



Examineurs de la thèse :

Pr. A. FONTAINE  
Dr C. AMORY  
Dr Y. SIMON  
Dr F. HOUZELOT

Professeur de 1<sup>er</sup> Grade  
Maître de Conférences  
Assistant Hospitalier Universitaire  
Docteur en Chirurgie Dentaire

Président  
Juge  
Juge  
Juge

Vice-Doyens : Dr. Pascal AMBROSINI - Dr. Jean-Marc MARTRETTE - Dr Jacques PREVOST  
Membres Honoraires : Pr. F. ABT - Dr. L. BABEL - Pr. S. DURIVAUX - Pr. G. JACQUART - Pr. D. ROZENCWEIG - Pr. M. VIVIER  
Doyen Honoraire : Pr. J. VADOT

<b>Sous-section 56-01</b> Odontologie pédiatrique	Mme M. Mlle Mme M.	<b><u>DROZ Dominique (Desprez)</u></b> PREVOST** Jacques MARCHETTI Nancy ROY Angélique (Mederlé) SABATIER Antoine	Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant
<b>Sous-section 56-02</b> Orthopédie Dento-Faciale	Mme Mlle M.	<b><u>FILLEUL Marie Pierryle</u></b> BRAVETTI Morgane GEORGE Olivier	Professeur des Universités* Assistant Assistant
<b>Sous-section 56-03</b> Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	M. Mme	<b><u>WEISSENBACH Michel</u></b> JANTZEN-OSSOLA Caroline	Maître de Conférences* Assistant Assistant
<b>Sous-section 57-01</b> Parodontologie	M. M. Mme M. Mme M.	<b><u>MILLER** Neal</u></b> AMBROSINI Pascal BOUTELLIEZ Catherine (Bisson) PENAUD Jacques BACHERT Martine PONGAS Dimitrios	Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant
<b>Sous-section 57-02</b> Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique Anesthésiologie et Réanimation	M. M. M. M. Mlle M.	<b><u>BRAVETTI Pierre</u></b> ARTIS Jean-Paul VIENNET Daniel WANG Christian LE Audrey PERROT Ghislain	Maître de Conférences Professeur 1er grade Maître de Conférences Maître de Conférences* Assistant Assistant
<b>Sous-section 57-03</b> Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, Génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M. M. Mme	<b><u>WESTPHAL** Alain</u></b> MARTRETTE Jean-Marc MOBY Vanessa (Stutzmann)	Maître de Conférences * Maître de Conférences Assistant
<b>Sous-section 58-01</b> Odontologie Conservatrice, Endodontie	M. M. M. M. M. M. M.	<b><u>AMORY** Christophe</u></b> PANIGHI Marc jusqu'au 2/3/07 FONTAINE Alain ENGELS DEUTSCH** Marc CLAUDON Olivier PERRIN Sébastien SIMON Yorick	Maître de Conférences Professeur des Universités* Professeur 1 <sup>er</sup> grade* Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant
<b>Sous-section 58-02</b> Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M. M. M. M. M. M. M. M.	<b><u>SCHOUVER Jacques</u></b> LOUIS** Jean-Paul ARCHIEN Claude LAUNOIS** Claude KAMAGATE Sinan DE MARCH Pascal HELPER Maxime SEURET Olivier WEILER Bernard	Maître de Conférences Professeur des Universités* Maître de Conférences * Maître de Conférences Assistant associé au 1/10/05 Assistant Assistant Assistant Assistant
<b>Sous-section 58-03</b> Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	Mlle M. Mme	<b><u>STRAZIELLE** Catherine</u></b> SALOMON Jean-Pierre HOUSSIN Rozat (Jazi)	Professeur des Universités* Maître de Conférences Assistante Associée au 01/01/2007

*Par délibération en date du 11 Décembre 1972,  
la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que  
les opinions émises dans les dissertations  
qui lui seront présentées  
doivent être considérées comme propres à  
leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner  
aucune approbation ni improbation.*

A Notre Président :

Monsieur le Professeur Alain FONTAINE

Chevalier de l'Ordre National du Mérite  
Docteur en Chirurgie dentaire  
Docteur en Sciences Odontologiques  
Professeur de 1<sup>er</sup> grade  
Sous-Section : Odontologie Conservatrice-Endodontie

*Vous nous faite le grand honneur d'accepter la présidence de  
notre thèse.*

*Nous vous sommes reconnaissant d'avoir dirigé notre travail et  
de nous avoir guidé dans cette tâche.*

*Veillez trouver ici le témoignage de notre profonde gratitude.*

A Notre juge :

Monsieur le docteur Christophe AMORY

Docteur en Chirurgie Dentaire  
Maître de Conférences des Universités  
Responsable de la Sous-Section : Odontologie Conservatrice-Endodontie

*Vous nous avez fait l'honneur de participer au jury d'examen de cette thèse.*

*Nous avons apprécié l'enseignement que vous nous avez apporté sans quoi nous n'en serions pas là.*

*Veillez trouver dans ce travail notre grand respect et notre gratitude.*

A Notre Juge :

Monsieur le Docteur Yorick SIMON

Docteur en Chirurgie Dentaire  
Assistant hospitalier universitaire  
Sous-Section : Odontologie Conservatrice-Endodontie

*Vous avez accepté avec gentillesse et spontanéité de prendre part à notre jury.*

*Nous vous sommes reconnaissant pour l'intérêt que vous avez porté à notre sujet.*

*Veillez trouver ici l'expression de nos remerciements les plus sincères.*

A Notre Juge :

Monsieur le Docteur Francis HOUZELOT

Docteur en Chirurgie Dentaire  
Vice Président d'honneur du conseil national de l'ordre des Chirurgiens Dentistes  
Président d'honneur des Chirurgiens Dentistes des Vosges  
Chargé de cours à la faculté d'Odontologie de Nancy  
Membre de l'Académie de Chirurgie Dentaire  
Chevalier de l'Ordre National du mérite

*Nous sommes très sensibles à votre présence dans ce jury.*

*Votre enseignement nous a orienté dans le choix du sujet de notre travail et vous nous avez encouragé dans cette direction.*

*Soyez assurés de notre respectueuse gratitude.*

## **A Julie.**

Merci d'être là dans les moments où j'ai besoin de toi, et merci de m'avoir poussé, même si ça n'a pas eu l'effet escompté. J'espère être présent autant que tu l'as été pour moi. Je t'aime.

## **A mes parents.**

Bon ben voilà je la passe enfin, papa va pouvoir se détendre et maman va pouvoir être fière de son fils.

## **A mon frère.**

T'en va pas trop vite, un frère c'est sacré et en plus j'en ai qu'un.

## **A ma famille.**

Grande et dévouée famille, je vous aime tous autant que faire se peut. J'ai compté sur vous tous aux moments où j'avais besoin de vous, j'espère que vous verrez dans mon travail toute la reconnaissance que je vous dois.

Spéciale dédicace à tous mes cousins, cousines : je vous aime tous et toutes et j'espère vous voir tous à ma thèse.

## **A mes amis**

Bon, faut bien commencer par quelqu'un, et je débiterais par un grand merci à **Mimie**. Sans toi, ce travail n'aurait vraiment pas la même tête. Tu as su me guider comme un deuxième directeur de thèse et tu es toujours là pour moi, je ne te remercierai jamais assez (rien de plus, tu n'aime pas les choses personnelles dans une thèse).

**Seb V**, idem ..., bon ben maintenant faut développer, tu es très présent dans mon cœur et sans tes conseils avisés, je ne serai pas si sûr de moi.

**Juleric alias Djouuuul !**, on a souvent besoin d'un grand pour nous guider, moi j'en ai deux avec **Papy Gilou**, merci à tous les deux sans vous la vie sera bien monotone.

Tchou tchou mon **Seb**, et ben je t'aurai suivi de près dans cette lourde tâche, sache que je serai à tes cotés comme tu l'as été pour moi.

Ma filleule préféré qui se roule dans l'herbe à la moindre occasion, tu t'es reconnue je pense ma **Soph**, je te fais plein de bisous dans la mesure du raisonnable (car sinon ton chat va me botter le cul).

**Ptite Nat**, tu es toujours d'humeur joyeuse et sans le savoir tu m'a souvent redonné le moral, garde cette gaieté pour nous et nous tacherons de te faire partager la notre.

**Jean No**, tu m'as soutenu dans les prémices de mon cursus et je t'en suis reconnaissant à vie, qui plus est, tes logorrhées passionnantes me manquent. Quand tu repasses dans notre coin paumé, n'oublie pas de venir tailler une bavette.

**Arnaud, Hervé** mes deux réunionnais préférés, vous me manqué terriblement, revenez ! Arnaud et Tatia, Ben, les deux Millie, Steph, Pascal, Cedric, Cécile... (on va faire plus simple, tous les amis de ma promo et des autres) je vous suis reconnaissant de m'avoir supporté pendant notre cursus, bises à tous.

## **A tous les autres,**

Mea-culpa si j'en oublie, mon but étant de ne froisser personne. Merci à tous.

# Sommaire

## 1 Introduction

## 2 Thérapeutique à travers les âges

- 2.1 L'antiquité : les prémices de la dentisterie.
- 2.2 Le Moyen-Âge et la renaissance
- 2.3 Les temps modernes
- 2.4 Les XIX<sup>e</sup> et XX<sup>e</sup> siècles

## 3 Evolution des matériaux d'obturation

- 3.1 Les ciments d'obturation
- 3.2 L'or en dentisterie conservatrice
- 3.3 L'amalgame dentaire
- 3.4 Les matériaux composites
- 3.5 Les céramiques dentaires

## 4 Evolution des préparations cavitaires en fonction des matériaux

- 4.1 Classifications des types de cavités et des pertes de substance
- 4.2 La mise en forme pour l'aurification
- 4.3 La préparation des cavités pour ciments silicates
- 4.4 Evolution de la stratégie de préparation cavitaire pour amalgame
- 4.5 Changement des concepts de préparation avec les composites
- 4.6 Les préparations pour inlays onlays

## 5 Conclusion

## 6 Table des matières

## 7 Bibliographie



# *1. Introduction*



La carie est apparue dès les prémices de la civilisation (regroupement en tribus) avec l'apparition de la « cueillette », et a pris de l'ampleur avec la cuisson des aliments et la découverte du feu. La perte tissulaire consécutive nécessite de refermer la cavité à l'aide d'un matériau.

Les matériaux d'obturation sont des biomatériaux compatibles avec l'organisme vivant dont le but est de combler les cavités tout en restaurant l'esthétique et la fonction.

Pour cela, différentes techniques de préparation cavitaire permettent d'aménager le site pour optimiser la pérennité de la restauration.

Notre travail vise à décrire l'évolution des principes de préparation cavitaire en fonction de l'amélioration des biomatériaux.

Nous commencerons par étudier la thérapeutique à travers les âges, puis nous aborderons l'évolution des matériaux d'obturation de façon non exhaustive et enfin, nous développerons les différentes préparations cavitaires qui ont été proposées au fil des siècles.



## *2. Thérapeutique à travers les âges*



devait pas être posé à la légère car il existait des sanctions : pour avoir cassé une dent, un prêtre risquait de se faire casser une dent également.

La plus grande source de connaissances médicales nous parviendrait de la culture assyro-babylonienne avec la découverte de quelques milliers de tablettes médicales [30]. Un ancien texte relatant de la **théorie des vers** dans la dent a été retrouvé à Ninive dans la bibliothèque d'ASSURBANIPAL, et datant du deuxième millénaire av. J.C., il serait le plus ancien texte médical.

Des **racines de tournesol** étaient utilisées pour les maux dentaires et de la **fumée** était inhalée en vue de chasser les **vers supposés être à l'origine du processus carieux**.

### 2.1.2 La Chine

Le premier traité de matière médicale, écrit par l'empereur CHEN-NONG (esprit laboureur) en 3216 A.C., ne parvint pas jusqu'à notre époque. Cependant il fut retranscrit dans « Le Classique de médecine interne » : le NUI KING. Il parle de l'utilisation de **thermocautères** et de remèdes divers.

Les caries étaient recouvertes d'**excréments de chauve-souris**, l'odontalgie était soulagée à l'aide de **pilules d'ail pulvérisé** et de **coton** à mettre dans l'oreille controlatérale, et les gencives douloureuses étaient traitées à l'urine d'enfants [34].

L'utilisation d'**amalgame mercuriel** dans les **obturations coronaires** apparaît lors de la dynastie TANG (618-907 ap. J.C.). L'auteur SOU KONG en décrit la composition dans « matière médicale » [30].

### 2.1.3 Les Egyptiens

Les Egyptiens, comme toutes les civilisations antiques, avaient une connaissance médicale très liée à la religion. Polythéistes, ils pensaient que la maladie pouvait provenir d'excès alimentaires, de vers, des matières fécales ou encore des démons.

IMOTHEP était architecte, médecin et conseiller du roi DJESER sous la troisième dynastie. Il fut divinisé en dieu de la guérison à la basse époque et fut repris par les grecs sous le nom d'Asclépios.

L'authentification d'une spécialisation du corps médical nous est fournie par les récits d'HERODOTE, historien grecque, sur l'existence de médecins des yeux, du ventre, **des dents**... D'après JONCKHEERE les spécialités se sont diversifiées au cours des dynasties [37].

Les papyri médicaux, hormis le papyrus chirurgical d'Edwin SMITH, révèlent une quantité impressionnante de prescriptions pour toutes sortes de maladies. Du panaris à la carie, ces prescriptions sont pour le moins fantaisistes avec une connaissance relative dans le domaine de la pharmacologie, ainsi il est stipulé dans le papyrus EBERS : « **pour raffermir une dent : farine de mimi/ terre de Nubie ; miel. A réduire en une masse. On en obturera la dent** » ... « **éclats de meule/ terre de Nubie/ miel. On en obturera la dent.** » ... « **Autre remède pour raffermir une dent : résine de térébinthe, terre de Nubie et collyre végétal, à piller et à mettre dans la dent.** »

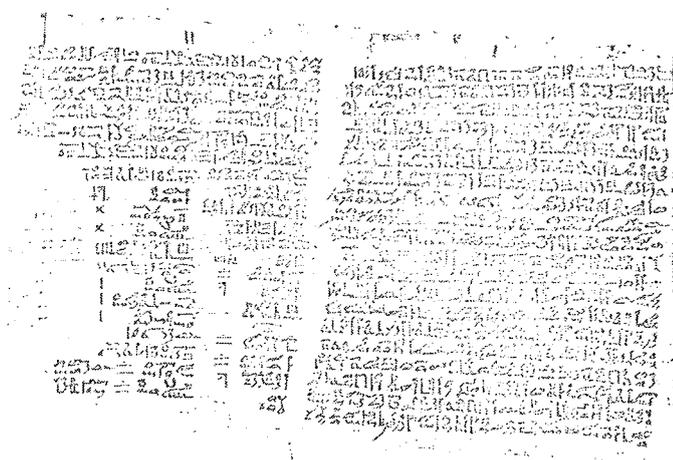


Figure 2 : Une page du papyrus EBERS [37]

L'existence d'une spécialité dentaire ne fait pas l'unanimité des paléontologues et les papyri ne nous en donnent pas la preuve formelle. Cependant, l'étude des inscriptions sur les stèles funéraires ainsi que les récits des historiens grecques et romains tendent à nous le prouver. Le premier dentiste, HESY-RE vivant sous la troisième dynastie, fut identifié grâce à la défense d'éléphant, symbole hiéroglyphique de la dent humaine.



Figure 3 : Hésy-Ré, 2600 av. J.C. [98]

Les médications trouvées sur les papyri concernant les maladies bucco-dentaires intéressent différents domaines : la parodontologie avec des **remèdes « pour raffermir la gencive »**, la chirurgie avec une connaissance de la **suture et une application de chair fraîche sur la plaie** (papyrus Edwin SMITH), l'odontologie conservatrice avec les formules vues précédemment pour obturer les dents. Ces dernières, en raison de leurs faibles qualités mécaniques, laissent suggérer que leur usage servait non pas de reconstituer l'organe dentaire mais plutôt à réaliser une temporisation médicamenteuse.

L'étude des momies et des crânes, exposés dans les musées du monde entier, nous a permis de retrouver des traces de l'art dentaire, mais il faut les envisager avec une certaine prudence : **des dents obturées à l'or** ont été décrits par plusieurs auteurs et archéologues mais le mystère reste complet sur leur conception qui peut être :

- ante-mortem, et réalisées par les dentistes de l'époque ;
  - ou post-mortem et réalisée par des prêtres embaumeurs et des paraschistes.
- L'avis du docteur JONCKHEERE sur le sujet tend vers « un simple arrangement cosmétique d'un cadavre » les dents seraient martelées d'or en post-mortem [37].

## 2.1.4 Les Etrusques

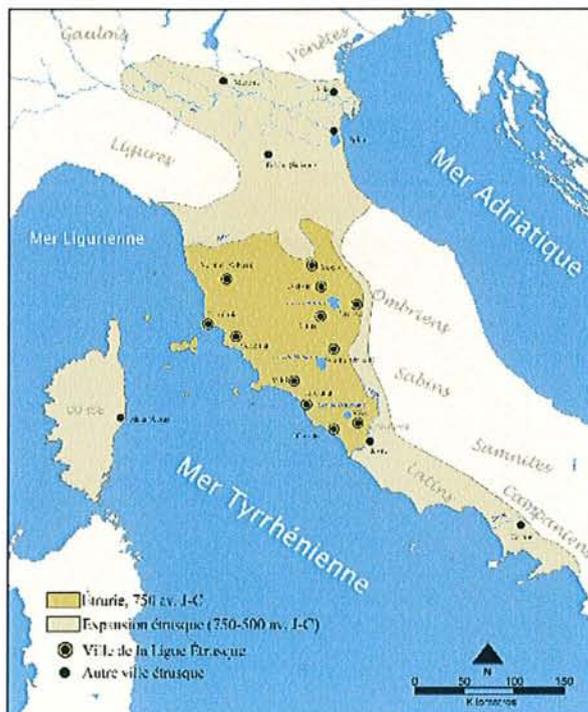


Figure 4 : Carte de l'Etrurie [97]

La civilisation étrusque s'est éteinte de manière brutale, mais des découvertes archéologiques nous révèlent que les étrusques se préoccupaient de leurs dents. En effet, des « **Ex-votos** » de bouche (représentation sculpturale de l'organe malade) et des **appareils prothétiques sophistiqués** (égaux seulement au XVIII<sup>e</sup> siècle) ont été découverts dans la nécropole d'Orvieto, les tombeaux de Tarquinia et de Capodimonte ainsi qu'au musée du Compté BRUSCHI à Corneto.

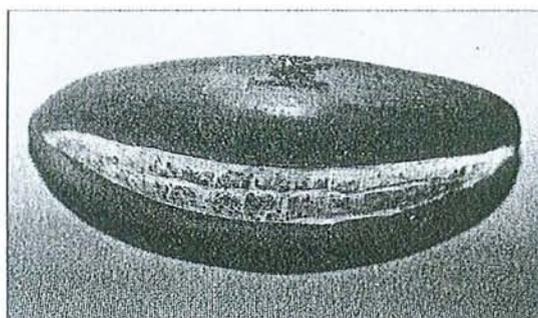
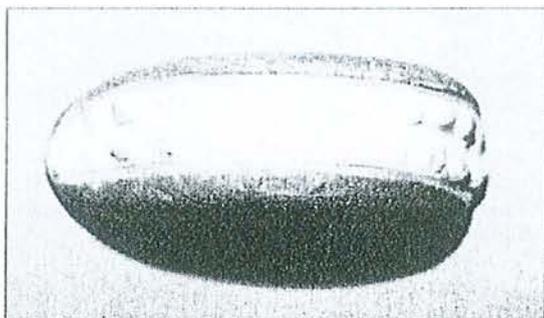
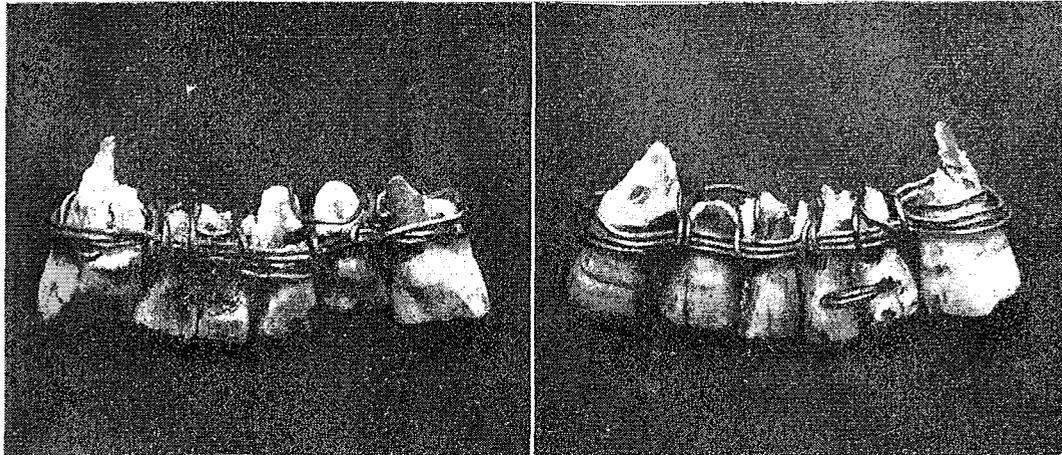


Figure 5 et Figure 6 : Ex-votos d'après MONIER, [36]



Face intérieure

Face extérieure

Saïda. Mission Renan  
 Le bridge de quatre dents découvert par le Docteur Gaillardot  
 dans une nécropole de Saïda (Musée du Louvre)

Figure 7 : D'après ANDRE-BONNET, [3]

Il n'y a **pas de traces d'obturations coronaires**. Cela s'explique par l'aspect rare de la carie contrairement à l'abrasion **des surfaces occlusales**. Cette abrasion excessive est liée à la consommation de pain riche en particules minérales. Nous avons observé le même phénomène pour les civilisations égyptiennes.

### 2.1.5 Les Grecs

Les grecques sont polythéistes, ils vénèrent les dieux de l'olymppe, les démons et les héros. Jusqu'au IX<sup>e</sup> siècle av. J.C., la maladie est considérée comme la colère des dieux. La médecine est réservée aux dieux, avec ESCULAPE (ASCLEPIOS), fils d'APOLLON, et ses filles PANACEE et HYGIE.

Les Asclépiades usent de pratiques magiques et de connaissances empiriques dans les temples allant de villes en villes pratiquer des **extractions dentaires**.

L'arrivée d'HIPPOCRATE, révolutionne la pratique médicale. Il est le premier à établir un diagnostic par observation et raisonnement, il introduit la **déontologie** par le serment de ne pas nuire au patient : « **primum non nocere** ». Né en 460 av. J.C., il appartient à la famille

des Asclépiades. Il pousse son raisonnement vers trois directions : l'anatomie, la pathologie et la thérapeutique.

L'art dentaire n'est pas prioritaire, mais la démarche est identique, ainsi il décrit dans « corpus Hippocraticum », du point de vue anatomique les dents de lait et des dents définitives ; en pathologie, il décrit les abcès, les périostites et les nécroses du maxillaire. Les thérapeutiques fournies sont nombreuses : description d'un appareil de contention en prothèse, gargarismes de castoréum et de poivre pour l'odontalgie, saignée pour les gencives malades...

HIPPOCRATE est réticent vis-à-vis de l'extraction dentaire qu'il trouve dangereuse.

De nombreux médecins viennent enrichir les bases apportées par HIPPOCRATE. [29]

ARISTOTE décrit le **phénomène de dentition** et s'intéresse à la **carie**. DIOCLERE enrichit la thérapeutique avec divers remèdes à base de végétaux. GALIEN, médecin romain, s'aidant des travaux de ses prédécesseurs, étudie la **morphologie dentaire dont la pulpe**, élément névralgique de la dent. Il utilise déjà un **trépan pour faire un trou** dans la dent douloureuse et propose un traitement gingival proche des « **pointes de feu** » utilisées encore il y a une trentaine d'années. [34]

### 2.1.6 Les Hébreux

Il n'y a pas de traces de documents médicaux mais plusieurs textes anciens nous informent sur la pratique médicale : le livre de JOB, ainsi que l'ancien testament (le Talmud) parlent de guérisons miracles, de **conseils d'hygiène** et il est fait mention des **gingivites et des stomatites**.

Des **obturations avec des résinoïdes** (dont le benjoin) laissent penser qu'ils connaissaient les méfaits de la carie. Le Talmud fait mention de **prothèse : les dents étaient remplacées, pour raison esthétique exclusivement, avec des pièces prothétiques en or, en argent ou naturelles**. [30]

### 2.1.7 Les Romains

Les Romains sont polythéistes, leur religion s'assimile à la religion grecque : par exemple ZEUS est assimilé à JUPITER, et ASCLEPIOS, dieu de la médecine est remplacé par ESCULAPE.

Avec la conquête de la Grèce et de l'Asie mineure, la médecine va évoluer. Les représentants de la profession sont, en général, des esclaves grecs et égyptiens qui étaient généralement

affranchis pour leurs services. L'exercice de la médecine devient lucratif et attire des charlatans.

Dans le domaine dentaire, **la beauté des dents est signe de coquetterie**, les médecins s'intéressent à la dentisterie, mais celle-ci est généralement **laissée comme sale besogne aux barbiers ou aux spécialistes comme CASCELLIUS**, sans pour autant en faire une profession à part entière.

La loi des douze tables, régissant la vie politique, civile et religieuse des Romains de 451 avant J.C. jusqu'à 301 a.p. J.C., nous renseigne sur l'importance apportée aux dents et sur les techniques employées. Il est interdit d'enterrer un mort avec de l'or sauf si il sert de contention.

CELSE (Aurelius Cornélius Celsius), né en 25 av. J.C., complète l'œuvre d'HIPPOCRATE. Il propose dans « De Re Medica » des **bains de bouche**, parle **d'incisions d'abcès** et reprend les idées d'HIPPOCRATE sur le froid, ennemi des dents, et sur **l'extraction dentaire comme dernier recours**. [34] Ainsi, il préconise des remèdes chauds pour les odontalgies, attache les dents ébranlées avec un fil d'or et **propose de plomber les dents** devant être extraites afin de les faire éclater et ainsi rendre l'avulsion plus aisée. ARCHIGENE utilise le trépan pour l'odontalgie en perçant la dent malade. [34]

**Les fumigations** sont encore utilisées pour les partisans de la théorie parasitaire comme SCRIBONIUS LARGUS et les **techniques d'obturations** commencent à voir le jour.

Hormis ses croyances d'un vers dans la dent, SCRIBONIUS LARGUS fut probablement le premier à user d'un excavateur en vue **d'extirper la dentine ramollie** [24]. Des recettes farfelues font encore des adeptes concernant le **traitement local de la carie**, comme celles de PLINE l'ancien [14], qu'il déposait dans la cavité dans le but de soulager l'odontalgie ou d'enrailler le processus carieux : cendres de crotte de rat et foie sec de lézard, probablement recouvert de cire ; huile de cyprine et de troène malaxés avec de la cire ; administration de suc d'euphorbe ; fragments d'écorce de noix, tampon de galbanum foulés dans la cavité ; et les « formules » à base de plante d'autres auteurs, comme la Staphisaigre à mastiquer, le Pavot broyé et tassé dans la cavité, ainsi que la Jusquiame cuite dans le vin et préconisée par SCRIBONIUS.

**CASCELLIUS** (81 ap. J.C.) apporte les **premières aurifications**. Il remplissait les cavités d'**or** et parfois de **plomb** [89]. **CELSE** obturait les cavités carieuses avec de l'**ardoise pillée**, du **plomb** ou de la **laine**.

La prothèse dentaire était répandue :

- la loi des douze tables fait référence à des matériaux en or dans la bouche ;
- le poète **MARTIAL** parle de ces femmes qui « ôtent leurs dents » [34] ;
- l'héritage de la civilisation étrusque sous entend que le niveau technique des romains était suffisant pour la réalisation d'appareils prothétiques ;
- l'archéologie a découvert un appareil datant du III<sup>e</sup> siècle A.C. Il est composé de bandelettes en or qui relient des bagues, ajustées sur des dents humaines de remplacement, avec les dents piliers.

Ces réalisations prothétiques semblent avoir été réalisées par des joailliers, graveurs ou barbiers mais rarement par les médecins. Elles étaient sculptées dans de la dent (humaine ou animale) ou coulés en or. Les fixations étaient variées : il s'agissait de bandes d'or, de rivet ou bien de crampons.

### 2.1.8 L'Amérique précolombienne

Dans l'ancien nouveau monde, avant l'arrivée des Espagnols, des peuples vivant sur ce continent ont utilisé de **l'or sur les dents**. Il s'agit des Mayas, Inca, Aztèques et Tolèques qui incrustaient des pierres précieuses dont l'or sur les faces vestibulaires des dents.

Les pratiques précolombiennes (par les Guëtares du Costa Rica et les Chibchas de Colombie) dans la confection d'ornements en or ont permis de révéler à **SOLDBRIG** la réalisation d'incrustations d'or par coulée à la cire perdue en 1907.

## 2.2 Le Moyen-Âge et la renaissance

### 2.2.1 L'empire romain d'Orient et le monde arabe : influence sur l'Europe

L'empire Byzantin est créé en l'an 395 lorsque l'empire romain se scinde en deux. Il tombe aux mains des Ottomans en 1453. Les Byzantins sont les successeurs directs de la

civilisation romaine. Ils héritent ainsi des travaux des grands maîtres de l'antiquité tel que GALIEN et HIPPOCRATE.

Quelques figures marqueront la science médicale byzantine : ORIBASE (325-403), médecin grec, écrit une encyclopédie médicale en 72 volumes avec une partie sur les extractions dentaires et les glandes salivaires. AETIUS d'Amide (502-575) étudie à Alexandrie et s'installe à Constantinople où il rédige un traité de médecine, le «Tetrabiblos » dans lequel il parle de l'innervation faciale par le trijumeau. [26]

PAUL d'EGINE (625-690), originaire de France, écrit un « Abrégé de médecine » dans lequel il développe les troubles de la dentition et les épulis. Il fut l'une des sources d'ABULCASIS, auteur que nous étudierons plus tard. [26]

Au X<sup>e</sup> siècle, le califat de Cordoue est un important centre culturel où se réunissent tous les intellectuels islamiques. Il accueille des grands noms de la médecine arabe.

Dans le domaine dentaire, les médecins arabes qui s'occupent des dents s'inspirent de leurs pairs grecs ou byzantins et s'adaptent selon leur propre expérience. Comme HIPPOCRATE, ils sont **réticents vis-à-vis des avulsions dentaires et préfèrent s'abstenir**. Ils ont développé un art dentaire supérieur aux romains excepté dans le domaine de la prothèse.

SERAPION l'ancien (802-849) se sert de fil d'or ou d'argent pour des **contentions**. [30]

RHAZES (843-923) s'intéresse à l'**hygiène dentaire** et aux **formules dentifrices**. Il met au point une **formule de mastic pour obturer les dents**, composée de résine de lentisque et d'alun. Il ne connaît pas l'extraction dentaire mais sait faire « éclater la couronne ». [26]

AVICENNE (930-1037), surnommé le prince de la médecine, donne de nombreuses indications sur les traitements dentaires. Il préconise la **trépanation de la couronne lors d'une pulpite**, reprenant ainsi ARCHIGENE.

Le médecin Arabe ayant le plus de notoriété est ABULCASIS (936-1013) surnommé « l'instituteur de la médecine ». Il exerce l'art de la médecine à Cordoue et écrit une encyclopédie en 30 volumes intitulée « Al Tarsif » (le serviteur). Il est question de l'art dentaire dans le dernier volume qui ne sera traduit en latin qu'au XV<sup>e</sup> siècle.

Le califat de Cordoue a beaucoup d'adeptes qui emportent en Europe les leçons d'ABULCASIS et cela permet ainsi à la médecine antique de survivre et influence la création de la première faculté de médecine à Montpellier en 1216.

ABULCASIS reprend les anciennes méthodes prothétiques et décrit la fabrication de dents artificielles taillées dans de l'os bovin, ainsi que la ligature des dents branlantes par du fil d'or. Il ne fait que reprendre son prédécesseur, RHAZES, en décrivant l'obturation coronaire par un mastic composé de résine de lentisque et d'alun. Mais il ne partage pas son point de vue en chirurgie, il déconseille de faire éclater la couronne de la dent et **prône l'extraction dentaire si le traitement conservateur a échoué.**

## 2.2.2 En occident médiéval

### 2.2.2.1 La période monastique

La dentisterie n'est plus l'exercice d'un seul et se limite à des recettes antiques, à des prières et à des extractions, tous peuvent pratiquer des soins : le rebouteux, le maréchal-ferrant, l'apothicaire, le barbier, le moine, le curé...

Le culte des saints est également sollicité dans les douleurs dentaires par les soigneurs et guérisseurs en invoquant des prières à Saint Laurent, Saint Valentin, Saint Pierre et bien d'autres. Ce n'est qu'à partir du XIV<sup>e</sup> siècle que Sainte Apolline les supplantent et devient la patronne des dentistes. [22]

Dans le domaine dentaire, des alchimistes cherchant à créer de l'or fabriquent des **amalgames** à leur insu. [22]

### 2.2.2.2 La période scolastique

Le clergé voit d'un mauvais œil l'enrichissement de certains moines par le biais de la chirurgie et leur interdit « l'effusion de sang » par les édits des Conciles de Clermont en 1130, puis de Reims, de Montpellier, de Tours et de Latran en 1215. En 1270, le statut de médecin comprend une clause interdisant la chirurgie. Ainsi elle revient aux **barbiers**, de même pour la **pratique de l'art dentaire.**

Guy de CHAULIAC, barbier-dentiste et précurseur de son époque préconise l'utilisation de **l'opium comme antalgique dentaire**, reprenant les principes d'AVICENNE et ABULCASIS [29].

John GADDESON, prêtre anglais du XIV<sup>e</sup> siècle, propose des **vapeurs de Jusquiame** pour tuer le ver cariogène, s'inspirant de SCRIBONIUS [24].

A la fin du XIV<sup>e</sup> siècle, l'Italie participe beaucoup à l'avancée de la dentisterie restauratrice. Le traitement de la carie s'oriente alors vers de nouveaux horizons lorsque Pietro la CERLATA (ou ARGELATA selon les auteurs) décrit un **nettoyage chimique de la cavité carieuse** avec de l'huile de vitriol ou de l'eau forte. [26]

Le **principe d'ablation de la dentine cariée** avec une instrumentation manuelle (curettes, limes, et cautères pour la douleur), nouvellement admis par une minorité de praticiens, est préconisé par Giovanni d'ARCOLI ou ARCULANUS. Il utilise lui aussi de l'eau forte pour nettoyer la cavité carieuse.

En ce qui concerne les **moyens de restauration coronaire** de la fin du Moyen-Âge, ils se séparent en deux groupes : **les matières végétales** connues depuis AVICENNE et ABULCASIS tel que le bois, le jonc et l'ambre ainsi que les mastics, et **les métaux**, mal retenus dans les cavités évasées. Nous citerons Jean de VIGO et Giovanni d'ARCOLI qui obturaient respectivement les cavités carieuses avec du plomb et des feuilles d'or. [26]

### 2.2.3 La renaissance

Ambroise PARE (1510-1599), chirurgien barbier de longue robe, entraîne un essor considérable de la dentisterie : dans une œuvre de 26 livres, il traite de l'art dentaire en s'inspirant d'HIPPOCRATE et de GALIEN. Il rejoint ainsi l'idée de GALIEN sur la **théorie du vers dans la dent**. [30]

Dans le domaine de la dentisterie conservatrice, il fournit des recommandations sur une **préparation des cavités proximales** : « [...] perthuis entre deux dents, on limera entre la saine et la corrodée tant qu'il sera besoin [...] », et donne également des **notions d'économie tissulaire** : « on prendra plus sur celle qui est corrodée que sur la saine ».

En matière d'obturation, il préconise des remèdes miracles : pyrèthre détrempé dans du vinaigre, gousses d'ail ou d'oignon... et quelques **matériaux d'obturation** plus réfléchis comme le **plomb** ou le **liège**. Ces deux derniers étaient utilisés soit comme matière obturante, soit en prévision de l'avulsion de la dent (pour « qu'en les serrant », lors de l'extraction des dents très délabrées, « elles ne soyent froissées et rompues et que les racines demeurent »).

[30]

Pour faire mourir le vers, il emploie topiquement de la thériaque, du vinaigre, de l'ail, de l'oignon ou de l'aloès. Pour les odontalgies, il préconise des mélanges composés de jusquiame, sandaraque, vinaigre, thériaque, mandragore... [47]

Urbain HEMARD, élève de PARE, est le premier à écrire un **ouvrage spécifique sur l'art dentaire**. Ses écrits sont descriptifs pour la majeure partie. Il propose une vision critique des pratiques de son siècle en s'insurgeant sur la théorie vermicole et sur les recettes miracles. Il donnerait également des **notions de résection et de désinfection de la dent cariée**. [47] Les **obturations en or sont réservées à l'usage royal** et PARE ne les aborde pas dans son traité de l'art dentaire. Toutefois, Jean de VIGO en 1523, dans sa « Pratique Copieuse », donne une annotation sur la préparation et l'obturation d'une cavité : il propose d'ôter la carie et **d'obturer la cavité à l'aide de feuilles d'or** afin d'éviter « la putréfaction ».

Un autre auteur reste à citer, il s'agit de Johann STOCKER, qui en 1528, utilise un **alliage** des plus insolites composé de **vitriol, d'acide et de mercure**, le tout chauffé avant d'être déposé dans la cavité [22].

## 2.3 Les temps modernes

L'odontologie est exercée par qui en a envie, les charlatans envahissent la place publique comme le Pont Neuf et autres quais de la Seine. La pratique dentaire de ce siècle est majoritairement centrée sur les **extractions**. Le XVIII<sup>e</sup> siècle est une période riche où les arts et la science progressent. L'enseignement et les administrations commencent à **régir la profession dentaire** grâce à **l'édit de 1699** qui scinda les chirurgiens, instituant des chirurgiens dentistes, dits « experts » :

- En 1731, la profession s'uniformise ;
- En 1743, il y a séparation des barbiers avec la création du titre de « Maîtres es art » ;
- En 1749, création du **doctorat de chirurgien dentiste**.

Les traités et publications deviennent florissants. Pierre FAUCHARD apparaît comme le plus novateur (1728, « Le Chirurgien dentiste ou traité des dents »).

### 2.3.1 Le XVII<sup>e</sup> siècle, où l'époque des charlatans

Les remèdes fournis par les charlatans du XVII<sup>e</sup> siècle sont nombreux et ils peuvent être classés en quatre catégories [3] :

- les remèdes empiriques :

Généralement préconisés contre les douleurs, il s'agit d'**emplâtres** de thériaque, de poivre, mélange de crotte de chat sauvage et d'urine. Les saignées sont également pratiquées jusqu'en 1661, et le **tabac** commence à se répandre comme traitement local.

- les remèdes homéopathiques :

Indiqué pour lutter contre les douleurs au froid, ils comprennent l'application de **gousse d'ail**, de **racines de grande consoude**.

Contre les douleurs au chaud, ils regroupent des **gargarismes** de jusquiame et de vinaigre, de suc de laitue, de noix de galle mélangée dans du vinaigre, ...

- les gargarismes astringents :

Ils sont constitués d'écorce de grenade bouillie dans du vinaigre, sapin, raboture.

- les traitements à usage local :

Ils regroupent : de la teinture de girofle ou opium, du tabac du Brésil, des gousses d'ail, et un traitement particulier qui consiste en une friction de la dent malade avec une dent d'un mort.

En 1691, « Les Secrets du Seigneur » préconisent de faire fondre sur la dent un **mélange de roses**, préalablement **bouillies dans du vin puis séchées**.

En 1698, le « recueil des remèdes faciles et domestiques » propose un traitement pour faire tomber la dent malade : **vers de terre bouilli** puis **réduit en cendres** à remplir dans la dent creuse et fermer à la cire.

D'autres auteurs proposent des traitements locaux plus sérieux.

Pierre DIONIS (1643-1718) préconise le détartrage, les remplacements prothétiques des dents manquantes et les extractions. Il s'intéresse également à l'**obturation coronaire** et réintroduit l'utilisation d'un mélange décrit par Jacques GUILLEMEAU (1560-1613). C'est un mélange de cire blanche grenée, de résine, de poudre, de mastic, de corail blanc et de perle, destiné initialement à la fabrication de dents artificielles puis utilisé comme matériau d'obturation des dents cariées. [30]

En 1623, DUPRE de FLEURIMONT décrit dans « Fleurs des remèdes contre le mal de dents » l'utilisation du **clou de girofle**. Il introduit ainsi les notions d'antiseptiques et d'analgésiques qui seront utilisées jusqu'à aujourd'hui. Cornelis SOLINGEN (1641-1687)

utilise des « **amalgames** » **d'or et de plomb** comme matériau d'obturation permanente et se sert d'un mélange mastic/térébinthe pour les obturations provisoires. [22]

### 2.3.2 Le siècle de Pierre FAUCHARD [34]

Le XVIII<sup>e</sup> siècle est marqué par un grand précurseur de la dentisterie moderne : Pierre FAUCHARD (1678-1761), « expert » selon l'édit de 1699, il produit un ouvrage intitulé « Chirurgien dentiste ou traité des dents » qui est divisé en deux tomes contenant trois parties. La première partie évoque des pathologies dentaires, la clinique stomatologique est développée dans la deuxième partie et il est question des techniques opératoires et prothétiques dans la troisième.

Cet ouvrage, ainsi que son auteur, font sortir la pratique dentaire de l'empirisme.

Il décrit la carie et la soigne en préconisant **l'ablation des tissus cariés** et des **pans d'émail non soutenus** à l'aide de limes, rugines et excavateurs et se sert d'un tour de bijoutier pour aménager la cavité afin d'obtenir une rétention mécanique au matériau.

L'obturation coronaire est également mentionnée, il utilise de **l'étain battu** puis découpé en lamelles qu'il introduit à l'aide de fouloirs (pointus, mousses ou en équerre) puis il polit l'obturation métallique.

Pour l'odontalgie, Pierre FAUCHARD applique un **coton imbibé d'huile de cannelle** et reporte l'obturation, il n'est pas partisan des caustiques et cite les effets désastreux au niveau buccal de l'huile de vitriol, du soufre, utilisés par certains dentistes pour combattre la douleur.

Etienne BOURDET (1722-1748) obture préférentiellement les dents avec de **l'étain** ou de **l'or** plutôt que le plomb [30] et met en évidence les **propriétés de l'or** dans ses recherches pour les **reconstitutions postérieures et antérieures**. [24]. Il donne des notions de **nettoyage de la cavité** et utilise une pâte calmante pour **obturation des dents postérieures** composée d'opium, de clou de girofle, de noix de galle, de camphre et de terre argilée.

## 2.4 Les XIX<sup>e</sup> et XX<sup>e</sup> siècles

- 1789 : la révolution française éclate, soufflant toutes les institutions ;
- 1791 : les lois d'ALLARDE et LE CHATELIER rendent libre l'exercice des arts de guérir ;

- 1792 : les universités et les facultés sont supprimées de même que le titre d'expert des chirurgiens dentistes ;
- 1892 : la profession retrouve son statut légal et interdit enfin le charlatanisme ;
- 1941 : l'ordre est créé ;
- 1948 : le code de déontologie voit le jour.

Dans le domaine de la recherche, l'électricité, l'hygiène et l'ergonomie fournissent le renouveau du cabinet, les sulfamides puis les antibiotiques et la cortisone font entrer la pharmacologie dans le modernisme ; et les tests biologiques, le laser, les ultraviolets, les ultrasons, la radiographie sont autant de nouveautés qui feront des professions médicales une discipline neuve et complexe.

Mais la première guerre mondiale stoppe la progression scientifique et le syndrome des *gueules cassés* apparaît, laissant peu de place à la dentisterie restauratrice.

L'après guerre est difficile, mais les progrès reviennent, les gens se sont négligés, le travail des dentistes reprend très vite un rythme soutenu et leur ancien cabinet, maintenant obsolète, connaît une modernisation rapide.

#### 2.4.1 Les produits et matériaux à usage provisoire

Les obturations provisoires ont recours à des cotons imbibés de solutions diverses :

- Des produits dans un but médicinal, tels que l'**alcool** (WITZEL, 1882), l'**essence de girofle** ou de cannelle, les solutions narcotiques, l'essence de térébenthine, le **chloroforme**, le pétrole, la teinture de protochlorure, l'iodoforme en 1828, la créosote en 1830, le phénol en 1834 ... [24] ;
- Des produits pour cautériser la dent cariée ammoniac liquide, chlorure de zinc, nitrate d'argent, acide sulfurique, acide nitrites et chlorhydrique, placés dans la cavité, puis recouverts par un bouchon de cire [5] ;
- Des matériaux à usage odontalgique, déjà utilisés le siècle précédent, ainsi que de l'éther et du collodion accompagné de morphine ou d'amiante.

Mais plus souvent à des pâtes, ciments et autres matériaux :

- ZEITMANN se sert de **gomme élémi** et de sandaraque alors que KIRN utilise de l'**écorce de tilleul bouillie** [26,30] ;

- SOREL introduit le mastic du même nom, composé d'hydroxyde de zinc et de chlorure de zinc [26] ;
- HILL utilise la gutta-percha avec de l'oxyde de zinc comme matériau d'obturation provisoire en 1847. Sa préparation est perfectionnée par FLAGG en 1850 [29], JACOB et GIBERT [26]. Elle sert de matériau d'obturation définitif en pédodontie et chez les personnes âgées puis est préconisée comme fond de cavité ou pour éviter l'action caustique de certains ciments [38]. Elle n'est plus utilisée de nos jours à cause de sa faible résistance à l'usure. Cependant, elle garde son indication première pour l'obturation canalaire dans les traitements endodontiques
- FLAGG, en 1875, utilise un mélange **d'oxyde de zinc et d'essence de girofle** comme matériau d'obturation provisoire [26]. WITZEL emploie un ciment oxyde de zinc-eugénole comme fond de cavité accompagnée d'un acide phénique [38]. Ces ciments connaissent une évolution par certaines adjonctions (résines synthétiques, agents bactéricides ou bactériostatiques et autres) et donnent naissance au Cavit® à la fin des années 1950 et à l'IRM® au milieu des années 1960.
- MILLER, en 1885 utilise également le ciment oxyde de zinc-eugénole comme fond de cavité mais lui préfère l'hydroxyde de calcium. Ce matériau doit sa première utilisation dans la pratique dentaire à NYGREN en 1838. HESS, en 1937, décrit plus précisément son utilisation qui consiste à obtenir une barrière par apposition de dentine réactionnelle [29]. Il est encore largement répandu dans la pratique quotidienne comme fond protecteur mais aussi en endodontie et dans les mécanismes de résorption radiculaire. Les fonds de cavité prennent un essor important lors de la découverte des CVI et des résines composites fluides que nous décrirons ultérieurement.
- OSTERMAIER, en 1879, découvre fortuitement les **ciments oxyphosphate de zinc** en faisant réagir de la chaux vive avec de l'acide phosphorique. Puis des modifications les amènent à être modifiés au cuivre, à l'argent, aux fluorures. [26]
- SMITH invente le **ciment polycarboxylate** entre 1968 et 1971 (Ex : durelon®). C'est le premier ciment à développer une adhésion par chélation (liaison chimique) au calcium, au fer, à l'amalgame et à l'acier inoxydable. [73]

Les dernières innovations sur les obturations provisoires tendent vers la libération de fluor, et vers des résines composites photopolymérisables comme le Fermit® qui fut introduit en 1989 par Vivadent. Contrairement aux résines composites, il apparaît évident que l'utilisation d'un système adhésif est superflu pour ce type de matériau en raison de son utilisation temporaire dans la cavité carieuse.

D'autres voies de recherche sont encore à l'étude, elles tendent vers des produits contenant des agents bactériostatiques et bactéricides. Un produit récent mérite citation, c'est l'ElsoTemp®. Il résume les dernières avancées par son relargage de fluor, par son effet bactériostatique et antibactérien, et par un durcissement rapide lié à l'adjonction de résines.

Mais tous ces matériaux n'ont pas influencés l'évolution de la préparation des cavités carieuses, c'est pourquoi nous ne les développerons pas dans notre deuxième partie.

## 2.4.2 Les matériaux d'obturation définitifs

### 2.4.2.1 Les amalgames

Le terme « plomber les dents », dont la pratique est déjà expérimentée à l'aide de feuilles de plomb, prend toute sa signification avec LAFORGUE [30] : il s'agit de tasser l'alliage à base de plomb à l'aide de fouloirs, puis de maillets (d'abord manuels en 1812 [26] puis automatiques en 1867 [34]).

- 1805 : l'amalgame est introduit par PEPYS, la guerre de l'amalgame débute, et de nombreuses compositions voient le jour (or, palladium, argent, platine ...) [26] ;
- 1814 : TOMES utilise un alliage composé de 8 parts de bismuth, de 5 parts de plomb et 3 parts d'étains [22,38] ;
- 1819 : BELL et REGNART apportent des modifications dans la composition, REGNART se sert du métal fusible de DARCEY [26] ;
- 1826 : le Dr TAVEAU utilise une pâte d'argent qui répond aux critères d'amalgame d'argent [26] ;
- 1840 : découverte de l'amalgame de cuivre [38];
- 1845 : des « *mastics dentaires* » sont préférentiellement utilisés. Ce sont de nouveaux alliages métalliques composés de 2 parts de cadmium pour une part d'étain mélangé avec du mercure jusqu'à obtention d'une pâte [22,26] ;

- 1858 : MAILLARD et CHORRIER introduisent le maillechort, amalgame de cuivre, zinc et de nickel [26] ;
- 1895 : fin de la guerre de l'amalgame, découverte du mélange stable de BLACK [26] ;
- 1962 : INNES et YOUDELIS fabriquent les premiers amalgames à phase dispersée [6] ;
- 1974 : ASGAR décrit les amalgames HCSC (High Copper Single Composition) [6] ;
- 1985 : MAC LEAN, WILSON et GASSER obtiennent le ciment Cermet® par mélange de ciment verre ionomère et de poudre d'amalgame [45].

Depuis 1980, différentes études ont été menées dans le but d'augmenter au maximum le pourcentage de cuivre, c'est le cas des travaux d'ESPEVIK (1980), de MEYER (1981-1986) avec la commercialisation d'ANA2000® encore largement utilisé de nos jours et de DOGLIA (1985) [63].

Des alliages ternaires, quaternaires avec de nouveaux composants tel que l'indium (Indiloy®), le cadmium, le palladium (Valiant®), l'or et même du fluor, voient le jour et sont classés par la norme HAFLOR comme amalgames.

#### 2.4.2.2 Les ciments verre ionomères

- 1971-1973 : WILSON et KENT élaborent les polyalkénoates de verre ou plus communément les ciments verre ionomère (CVI).
- 1975 : l'A.S.P.A.®, premier CVI est commercialisé.
- 1987-1989 : ANTONUCCI et MITRA modifient les CVI par adjonction de résine (CVIMAR).

Les CVI sont encore utilisés dans le scellement des pièces prothétiques, fond de cavité et dans les techniques A.R.T. comme matériau « bioactif », mais sont abandonnées par la plupart des dentistes dans la reconstruction coronaire.

#### 2.4.2.3 L'or

DUVAL (1758-1854) partage l'avis populaire des dentistes de son époque en préférant l'aurification au plombage à l'étain, l'argent ou le plomb [30].

Les formes d'or se diversifient par l'obtention d'un or cristallisé par BARLING et MAKINS [3,26] en 1853, ensuite l'or cohésif est découvert en 1855 par ARTHUR [26], puis l'or mat (comme Goldent®) et l'alliage d'or spongieux et de calcium (comme Electraloy®) [73].

L'aurification fuit progressivement la pratique dentaire en raison de la difficulté attribuée à cette technique au profit des inlays métalliques.

En 1956, KOSER et INGRAHAM élaborent un nouveau procédé d'aurification qui consiste à utiliser un noyau d'or mat recouvert après condensation d'or en feuille. Ils décrivent ainsi, la technique combinée non cohésive- cohésive [3].

#### 2.4.2.4 Les ciments silicates et les composites

En 1878, FLETCHER invente les silicates. Commercialisée 30 ans après leur découverte, grâce aux travaux de LAWRENS en 1906, ces ciments ont connu une notoriété importante en raison de leur aspect esthétique. [26]

Il sont utilisés jusqu'à la fin de la deuxième guerre mondiale, période d'introduction de résines acryliques chémostabilisables renforcées de fibres de verre ou de particules de silice (Serviton®, Palaferm®) [73]. Ces polymères sont indiqués pour l'obturation des dents antérieures pour l'esthétique et perdurent, malgré l'apparition des matériaux composites, en pédodontie jusqu'au début des années 80.

- 1938-1940 : CASTAN dépose un brevet pour une résine thermodurcissable Bisphénol A / épichlorhydrine [55, 75] ;
- 1951 : HAGGER étudie le conditionnement acide des tissus dentaire ;
- 1952 : MAC LEAN et KRAMER décrivent la couche hybride [55] ;
- 1956 : les travaux de BOWEN et LEE aboutissent à l'apparition des matériaux composites par réaction d'une époxyde : le glycidyl diméthacrylate avec du bisphénol A formant ainsi un diméthacrylate aromatique complexe appelé bisphénol-glycidyl-diméthacrylate (Bis-GMA), elle fut nommée formule de BOWEN ;
- 1963-1975 : BOWEN, LEE et REED créent les composites de première génération en adjoignant des charges et un agent de liaison à la formule de BOWEN ;
- 1964 : commercialisation du premier composite : l'Addent35®.
- Les composites de deuxième génération sont représentés par les recherches de LEE, MASHUARA et FISHER sur la matrice [84].

Puis les recherches sur les composites aboutissent aux composites de troisième génération, ce sont des composites micro-chargés.

Depuis le début des années 80, les composites hybrides viennent se substituer à l'amalgame pour la restauration des dents postérieurs. Puis, au début des années 90, arrivent les composites micro-hybrides [29,95].

Enfin depuis 1995 [27], les compomères, issus de la technologie des composites et des verres ionomères.

Fin des années 90, la recherche sur les composites fournit les composites condensables, véritables matériaux de substitution pour la reconstruction du point de contact.

Les derniers composites à voir le jour sont d'une toute autre indication, et ont été créés dans le but de concurrencer les céramiques dans la réalisation de pièces prothétiques : ce sont les composites de laboratoire.

#### 2.4.2.5 Les incrustations coulées métalliques et les incrustations de verre et de porcelaine

- 1820 : LINDERER pratique des incrustations de blocs de porcelaine vaguement taillés [30,78] ;
- 1837 : MURPHY fait des incrustations de porcelaine en fondant le verre broyé dans une matrice de platine. [30,78] ;
- 1862 : WOOD pose des inlays de porcelaine [26] ;
- 1884 : AGUILHON de SARRAN réalise des empreintes de cavités occlusales en cires en vue d'y adjoindre des blocs d'or pur coulés à 22 carats (pur à 91.67%) en occlusal [26] ;
- 1898 : JENKINS fait connaître l'inlay de porcelaine fusible à basse température [26] ;

Au début du XX<sup>e</sup> siècle, des incrustations de blocs d'émail (dents humaines), de blocs de porcelaine ou encore de plaquettes métalliques grossièrement taillées sont scellées ou soudées [38]. Mais ces incrustations font vite place aux inlays d'or.

- 1907, TAGGART introduit l'incrustation métallique ou inlay. La technique de laboratoire nous vient de SOLDBRIG : elle consiste à couler l'or à la cire perdue ; sous pression grâce à la presse SOLDBRIG-PLATCHICH ou à l'aide de la force centrifuge au moyen d'une fronde par BARDET [3,26] ;
- 1952 : STOCKEY développe la technique de la céramique de verre [78] ;

- 1963 : Mc LEAN et HUGHES proposent la céramique alumineuse (dès lors utilisée comme coiffe ou Jacket) [78] ;
- 1977 : le procédé Cerapearl® est créé par HOBOS et HIWATA [78] ;
- 1983 : RILEY et SOZIO proposent la technique Cerestore® [78] ;
- 1984 : Dicor® comme procédé de faire son apparition grâce à GROSSMAN et ADAIR [78] ;
- 1985 : SADOUN M. met au point la base du procédé In-Céram® qui ne sera proposé qu'en 1989. Le procédé Cerec® est introduit par MÖRMANN et BRANDESTINI. Apparition des inserts en vitro-céramiques [30] ;
- 1987 : Arrivée de la céramique pressée et introduction du procédé IPS Empress® ;
- 1988 : La C.F.A.O. est introduite en dentisterie pour usinage de la céramique par assistance par ordinateur ;
- 1991 : Arrivée des céramiques LFC, céramiques à très basse fusion pour la confection sur revêtement d'inlays, onlays [78] ;
- 1993 : Invention du système Cerec2®.
- 1999 Les procédés Empress 2®, Digident® (usinage du zircon) et DCS President®.
- 2000 Le système Cerec3®
- 2001 Les systèmes Cerec (in) lab® (technique C.F.A.O.) et Cercon®
- 2002 Les procédés Everest®, Lava® et Etkon®, techniques par usinage de pièces préfrittées.

### 2.4.3 Evolution de l'instrumentation rotative

Les énormes progrès de ce siècle en matière d'instrumentation mécanique permettent de faire apparaître à la fin du XIX<sup>e</sup> siècle les premiers principes de taille des cavités carieuses :

- 1864 : HARRINGTON introduit les fraises en rotation par mouvement d'horlogerie [29] ;
- 1870 : tour à pied (MORRISON) [29] ;
- 1887 : tour électrique ;
- 1888 : fabrication semi industrielle des fraises.

Les fraises commencent à se fabriquer de manière industrielle en 1930, le carbure de tungstène entre dans leur composition depuis déjà 3ans et les micromoteurs, ainsi que les turbines, évoluent vers des appareils hautement performants avec spray et des vitesses de l'ordre de 50 000 tours jusqu'à nos jours où elles atteignent les 300 000 tr/min. Dès lors, la réalisation de cavités selon les principes de taille nouvellement acquis grâce à BLACK pu être pleinement satisfaite et d'autres voies s'ouvrirent pendant ce siècle pour arriver aux microcavités, cavités tunnels et aux principes de collages.

### *3. Evolution des matériaux d'obturation*

## 3.1 Les ciments d'obturation

Les ciments métalliques (étain, argent, plomb), utilisés dès 1812 [26] étaient foulés dans les cavités, mais furent vite obsolètes avec l'arrivée de l'or en feuilles ou cristallisé, c'est pourquoi ils ne seront pas développés dans ce travail.

### 3.1.1 Les ciments silicates

#### 3.1.1.1 Composition

Dans la nature, nous trouvons les silicates en grande quantité sous forme de minéraux dans l'argile, le sable et l'améthyste.

Pour former des silicates, il faut combiner des oxydes métalliques à du dioxyde de silicium ou silice que l'on trouve sous forme de quartz, de tridymite ou de cristobalite.

Les ciments silicates sont composés d'une poudre et d'un liquide.

Les poudres de verre sont finement broyées, elles sont constituées essentiellement de silice et d'alumine dont le rapport permet de régler le pH pour obtenir une solubilité dans l'acide.

Silice ( $\text{SiO}_2$ )	38%
Alumine ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ )	30%
Phosphate de sodium ou calcium ( $\text{Na}_3\text{PO}_4$ ou $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ )	8%
Fluorure de calcium ( $\text{CaF}_2$ )	4%
Fluoroaluminate de sodium ou cryolite ( $\text{Na}_3\text{AlF}_6$ )	20%

**Tableau 1 : composition typique d'une poudre de silicate [65,74]**

Le liquide est composé en grande partie d'eau et d'acide phosphorique. A ces deux composants s'ajoute des retardateurs de prise tels que le phosphate de zinc et d'aluminium. Enfin la solution obtenue est tamponnée grâce au sulfate de magnésium.

Acide phosphorique ( $H_3PO_4$ )	42%
Eau ( $H_2O$ )	40%
Phosphate d'aluminium ( $AlPO_4$ )	8%
Phosphate de zinc ( $Zn_3(PO_4)_2$ )	10%
Sulfate de magnésium ( $Mg_3(SO_4)_2$ )	traces

Tableau 2 : Composition type [65]

### 3.1.1.2 Fabrication

Elle se fait en deux étapes, il y a tout d'abord la fusion, puis le frittage.

#### - La fusion

Les composants de la poudre sont fusionnés à  $1000^{\circ}C$  pour former un verre de silice alumine. Les fluorures fondants à température plus basse servent d'agents de fusion.

#### - La fritte

Le frittage consiste à immerger dans l'eau froide la poudre fusionnée afin de provoquer des fissures et permettre le broyage en particules de taille spécifiques pour une meilleure réaction avec l'acide phosphorique.

### 3.1.1.3 Réaction de prise

Grâce aux travaux de WILSON et KENT sur les CVI, elle a pu être élucidée. Lors du mélange liquide-poudre, la réaction se fait par étapes :

Tout d'abord, les ions hydrogènes attaquent les particules d'aluminosilicate. Ensuite, les fondants tels que les fluorures, les ions aluminiums, calciums et sodiums se dirigent vers le liquide. Puis vient la formation du gel par hydratation des ions métalliques et réaction de l'eau avec le silicium. Enfin la formation d'une matrice se met progressivement en place par précipitation des ions et combinaison avec l'acide phosphorique donnant ainsi une phase amorphe de phosphates et de fluorides.

Le produit pris est un matériau « *composite* » triphasé : une phase vitreuse d'aluminosilicates (ce sont les particules de verre non réagies), entourée d'une phase gélifique aluminosilicique. La troisième phase est la matrice. Le gel sert de liant entre les particules de verre et la matrice de phosphates et de fluorures grâce à des liaisons avec les ions métalliques et quelques ponts hydrogènes de cette matrice.

#### 3.1.1.4 Avantages des ciments silicates

Les silicates étaient surtout utilisés pour leurs propriétés optiques et esthétiques.

La translucidité, liée aux phases gélifique et amorphe, ne doit pas être excessive pour éviter d'obtenir des teintes sombres liés à l'obscurité intra buccale. Le matériau obtenu est opaque, assortit aux dents naturelles et possède un bon photomimétisme. L'opacité augmente avec l'ajout de pigment à la poudre, la déshydratation du matériau d'obturation, ou la mise en contact du matériau avec la salive les quinze premières minutes de la réaction de prise, d'où l'importance d'une manipulation et une mise en œuvre rigoureuse. [73]

L'indice de réfraction est acceptable de 1,47 à 1,60 ; celui de la dentine étant de 1,70 et celui de l'émail de 1,60.

De plus, la dureté du matériau est proche de la dentine.

D'autres avantages non négligeables sont une dilatométrie thermique de  $7,6.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ , donc proche de celle de la dentine et une conductivité thermique favorable, ainsi qu'un largage de fluor donnant une action anti-cariogène à ces ciments d'obturation.

#### 3.1.1.5 Inconvénients des ciments silicates :

La résistance à la traction est de 15MPa, lié à l'hétérogénéité du matériau

La résistance à la compression est double par rapport aux ciments phosphate de zinc mais seulement la moitié de celle des amalgames.

Le rapport poudre/liquide est augmenté pour diminuer la teneur du matériau en matrice et ainsi réduire sa solubilité qui est encore malgré tout bien trop importante.

De plus, si le matériau est en contact avec la salive lors de la réaction de prise, il sera d'autant plus soluble et de moins bonne qualité.

L'adhésion étant purement mécanique, la rétention du matériau nécessite des préparations mutilantes. A l'interface, une fissure apparaît entre le matériau et les bords de la cavité, ce qui provoque une infiltration marginale des bactéries.

Le matériau subit une contraction lente de l'ordre de 1% et une synérèse importante surtout chez les ventilateurs buccaux qui n'est pas compensée par la réabsorption d'eau, ce qui donne une instabilité dimensionnelle au matériau.

La biodégradabilité du matériau, consécutive à l'attaque acide de la plaque bactérienne, donne une durée de vie moyenne de 4 ans.

Le pH à l'insertion est de 3 puis monte pendant les 28 premiers jours pour se stabiliser aux environs de 5,5. Ainsi, la mise en place des ciments silicates dans la cavité ne peut se faire directement pour éviter toute irritation pulpaire ou inflammation irréversible. Un ciment type hydroxyde de calcium ou phosphate de zinc est préconisé en fond de cavité.

La manipulation et la mise en œuvre sont difficiles. L'utilisation d'une plaque de verre refroidie permet d'augmenter le temps de prise. La poudre et le liquide, à proportions non déterminées, doivent être mélangés rapidement avec une spatule en agate, téflon, plastique rigide pour éviter une coloration grise.

La bouteille de liquide doit être hermétiquement fermée pour éviter toute évaporation.

Le ciment doit être incorporé par pression à l'aide d'une bande matrice en celluloïd le plus rapidement possible pour éviter une trop longue manipulation qui fragilise la matrice.

Il faut éviter le contact avec le milieu humide pour que le matériau acquière les propriétés recherchées.

Enfin l'utilisation de vaseline est recommandée en recouvrement après insertion (ou un vernis protecteur) pour le durcissement du matériau et en application sur les instruments de finition (après 48 heures) pour éviter toute dessiccation liée à leur échauffement.

### 3.1.2 Les ciments verre ionomères

#### 3.1.2.1 Définitions

Ils sont aussi appelés ciments polyalkénoates ou Alkénoates.

Ce sont des matériaux organo-minéraux qui résultent de la combinaison d'une poudre et d'un ou plusieurs acides organiques, par réaction Acide/Base.

#### 3.1.2.2 Classification

Les CVI ont diverses indications et selon leur mode d'utilisation, leurs propriétés vont changer. Ils sont ainsi répertoriés en trois grandes classes:

- Classe 1: les ciments de scellement
- Classe 2: les matériaux d'obturation

Cette classe est divisée en deux sous classes:

- 2a, les matériaux de restauration esthétiques
- 2b, les ciments de restauration renforcés (cermets et CVIMAR).
- Classe 3: les fonds et bases de protection :
  - 3a, les fonds de cavité protecteurs ou liners
  - 3b, les matériaux de reconstitution interne comme base.

Nous n'étudierons que les matériaux de restauration dans les chapitres suivants.

### 3.1.2.3 Composition et rôle des constituants

#### 3.1.2.3.1 Poudre

Elle est obtenue par fusion des particules de verre à 1200-1550°. Le mélange est refroidi brutalement sur plaque métallique et dans l'eau, puis broyé en vue d'obtenir une certaine granulométrie. L'adaptation de la granulométrie est récente et varie selon le mode d'utilisation (50µm pour les CVI d'obturation). La production de la poudre des Cermets ne diffère pas, la poudre d'argent est compressée et portée à température de fusion en même temps que les particules de verre. La proportion de poudre d'argent est de 40% pour les Cermets.

Le verre est semblable dans sa composition à la poudre des silicates. Les différents composants sont :

- Silice,  $\text{SiO}_2$  : 41,9%
- Alumine,  $\text{Al}_2\text{O}_3$  : 28,6%
- Fluorine,  $\text{CaF}_2$  : 15,7%
- Fluorure de sodium,  $\text{NaF}$  : 9,3%
- Phosphate d'aluminium,  $\text{AlPO}_4$  : 3,8%
- Fluorure d'aluminium,  $\text{AlF}_3$  : 1,6%

Les proportions ci-dessus sont tirés des recherches de WILSON et Mac LEAN en 1988 [19], mais on peut les retrouver dans d'autres proportions selon le CVI.

Le  $\text{CaF}_2$  joue le rôle de fondant en diminuant la température de fusion de la fritte et augmente la translucidité du matériau. De la cryolite ( $\text{Na}_3\text{AlF}_6$ ) est incorporée comme adjuvant à la poudre dans le même but.

Le fluorure de sodium (NaF) sert à augmenter la réactivité du verre, mais rend le mélange plus visqueux. Le fluor augmente la résistance à la compression.

La quantité de  $\text{CaF}_2$  et le rapport  $\text{Al}_2\text{O}_3/\text{SiO}_2$  ont été modifiés dans les produits récents pour améliorer l'esthétique et la transparence mais au dépend de la résistance à la compression.

Pour obtenir la radio opacité désirée, on ajoute à l'état de traces du strontium (Sr), du baryum (Ba), du lanthanum (La) et enfin de l'oxyde de zirconium ou de l'oxyde de zinc. Ce dernier permet l'obtention de formules mixtes de polyacrylates verres ionomères.

Pour les Cermets, l'opacité découle de la composition en poudre métallique.

La poudre peut contenir le produit réactif du liquide (les polyalkénoides) sous forme lyophilisée, dans ce cas le mélange se fait avec de l'eau ou un mélange d'eau et d'acide tartrique. Cela permet d'améliorer le malaxage et d'incorporer des acides à plus haut poids moléculaire qui rendrait le liquide trop visqueux si ils étaient additionnés directement à l'eau.

#### 3.1.2.3.2 Liquide

Au départ le liquide était une solution aqueuse d'acide polyacrylique.

De nos jours, le liquide est une solution de polyacides d'homopolymères ou de copolymères d'acides mono-, di- ou tricarboxyliques. Ils sont composés d'environ la moitié d'acides polyacryliques et de copolymères d'acide acrylique et itaconique. Il comprend également de l'acide tartrique à une proportion de 5 à 10% pour augmenter le temps de travail et la dureté du matériau par formation de tartrates de calcium, et diminuer le temps de prise en libérant des cations métalliques.

L'acide maléique est le troisième acide carboxylique le plus représentatif du liquide, contenu dans un copolymère d'acide acrylique et maléique, il sert d'adjuvant pour optimiser respectivement la dureté du matériau et accélérer sa prise. [75] La proportion d'acides maléique et tartrique est nettement augmentée par rapport aux acides polyacryliques contenus dans les cermets.

Dans la forme modifiée par adjonction de résine, le liquide contient également de la camphoroquinone comme photoinitiateur, mais sa différence réside surtout dans l'apport de groupes méthacrylates hydrophiles sous la forme de monomères HEMA et PEGDMA afin qu'ils soient greffés aux polymères des acides polycarboxyliques et autres copolymères

présents dans le liquide. Les groupements HEMA sont dans une proportion de 10% maximum.

#### 3.1.2.4 Réaction de prise et structure finale obtenue

Les acides polyacryliques se dissolvent dans l'eau et libèrent des ions hydrogènes. Ces ions acides vont réagir avec les particules de verre de fluoroaluminosilicate de calcium et former un gel de silice colloïdale et libérer des ions métalliques ainsi que des complexes fluorés. Les ions  $Al^{3+}$  et  $Ca^{2+}$ , ainsi que les composés fluorés tel que  $AlF_2^+$ ,  $AlF_2^+$  et  $CaF^+$  vont réagir avec les acides polyacryliques par le biais des groupements carboxyles de ces derniers.

Deux composés se forment :

- Tout d'abord, les ions calciums, plus mobiles, vont former des polyacrylates de calcium se combinant pendant plusieurs heures, elle est totale en 3 heures. Ils sont très instables et ne doivent pas être en contact avec de l'eau sous peine d'être décomposés.
- Ensuite, des polyacrylates d'aluminium sont formés et continuent à réagir pendant 24 à 48 heures. Ils sont plus stables.

Des études récentes montrent l'importance de la silice du réseau matriciel dans la prise et l'obtention de la résistance finale (à 6 mois environ). [77]

L'acide tartrique réagit essentiellement avec les ions calciums pour former des tartrates de calcium, inhibant ainsi la prise initiale, le ciment reste plus longtemps fluide. Mais il favorise l'extraction des cations qui pourront agir sur les polyanions et accélère le taux de formation des polyacrylates d'aluminium. La prise finale est accélérée, le ciment durcit plus vite.

Dans un but opposé, le fluor va retarder la prise par formation de complexes métalliques, évitant par la même occasion aux cations d'attaquer les sites anioniques.

Les polyacrylates de calcium et d'aluminium vont finalement réagir avec les sites polyanioniques de la chaîne aluminosilicique.

La réaction de prise des CVI modifié par adjonction de résine est double. En plus de la réaction Acide/Base des CVI traditionnels, on a une réaction d'amorçage par les radicaux libres libérés par photopolymérisation. Il va y avoir ouverture de groupements vinyles et liaison avec les monomères par propagation. Puis la polymérisation se termine par neutralisation deux par deux des radicaux libres.

La structure obtenue est constituée de particules de verre non réagi entourées d'un gel de silice colloïdale dont la matrice n'est autre que les polyfluoroacrylates d'aluminium et de calcium reliés aux sites anioniques des chaînes aluminosiliciques.

La réaction de prise n'utilise pas toute la poudre: seulement 20 à 30% du verre réagit en périphérie. Cependant, certaines particules de verre sont totalement désagrégées par les polyacides et forment des amas d'hydrogel siliceux. Les liaisons internes sont labiles, se cassent et se reforment continuellement lors de contraintes thermomécaniques.

La structure des CVIMAR est une structure tridimensionnelle composée d'un treillis de résine composite constitué d'un hydrogel de polyhydroxyéthylméthacrylate à l'intérieur d'une matrice de polyacrylates contenant des particules de verre partiellement attaqués en périphérie. Les liaisons qu'ils acquièrent grâce aux groupes méthacrylates ne sont pas labiles et permettent d'augmenter les propriétés mécaniques de la structure finale.

### 3.1.2.5 Avantages des CVI

L'avantage principal des ionères de verre réside dans la libération de fluor. Celui-ci va permettre de renforcer la structure hydroxyapatite de la dent et la reminéralisation des tissus dentaires ainsi qu'un effet bactériostatique et anticariogène. La diffusion d'ions fluor est immédiate et reste dans la proportion des ciments silicates à douze mois.

La variation dimensionnelle est due à l'hydratation secondaire et à la température buccale, elle est représentée par le coefficient de dilatation thermique entre autre. Pour les CVI et modifiés, il est similaire à la dentine malgré une absorption hydrique pouvant atteindre 9%. Ce phénomène s'explique par l'adhésion chimique par chélation de l'hydroxyapatite des tissus dentaires permise grâce à ces matériaux et qui limite considérablement la variation volumétrique de ceux-ci et une relative rétraction de prise.

La conductivité thermique des CVI et des Cermets est faible, les isolants des phénomènes de courant galvanique dans le milieu buccal.

Les propriétés optiques des CVI se sont nettement améliorées, surtout avec les matériaux les plus récents. La teinte ne subit pas de variations temporelles comme les composites, mais elle est modifiée si il y a contamination salivaire.

La translucidité est permise par la consistance en verre du matériau et fut largement améliorées par rapport aux premiers CVI : on le doit à l'apport de silice et de cryolite. Elle n'est totale que lorsque la réaction de prise est complètement terminée, c'est à dire après 24 heures. L'opacité était le problème des CVI traditionnels, mais elle a été nettement réduite dans les derniers produits.

Les CVI doivent être à l'abri de l'humidité ainsi que de la dessiccation pour optimiser la teinte finale.

Le rendu esthétique des verres ionomères est satisfaisant pour les CVI récents, de plus les CVIMAR ont pu bénéficier d'une palette de teinte plus vaste en raison de la matrice résineuse.

L'adhésion à la dentine et à l'émail est de nature chimique, elle s'opère par chélation du calcium par les acides carboxyliques : le polymère pénètre dans l'hydroxyapatite par le biais de ses groupements carboxyles et entraîne un déplacement d'ions calcium et de phosphates. L'adhérence est de 3 à 6GPa.

Les CVI sont biocompatibles du fait du haut poids moléculaire de l'acide polyacrylique qui les empêche de passer les tubuli dentinaires. La classe 3 est utilisée comme fond protecteur pour la libération de fluor. Cependant, ils ne peuvent être placés trop près de la pulpe en raison de l'acidité du mélange avant la prise. Les CVIMAR ont un autre problème lié à l'adjonction de groupes méthacrylates qui sont potentiellement allergènes.

### 3.1.2.6 Inconvénients des CVI

Les propriétés mécaniques des CVI sont assez faibles en raison de leurs liaisons labiles et la porosité de leur structure.

La résistance à la compression est très variable selon le matériau mais se situe entre 140 et 160MPa.

La résistance à la traction est de 15 à 20MPa. La résistance à la flexion est de 30MPa

La résistance à la flexion du matériau a été augmentée grâce aux travaux de PROSSER et coll. et de WILSON et SCED (1980) [77].

Le Module d'élasticité de Young est assez bas, avec des valeurs comprises entre 8 et 13MPa. C'est un atout pour amortir les contraintes mais cela rend le matériau cassant, provoquant des micro fractures à l'intérieur du matériau.

On peut augmenter les propriétés mécaniques en augmentant le rapport poudre/liquide.

Dans les Cermets, les propriétés mécaniques vont largement augmenter, mais elles restent incomparables face aux amalgames.

Pour les verres ionomères renforcés à la résine, la résistance à la compression est diminuée au profit de l'augmentation de la résistance à la traction et à la flexion. [19]

La résistance à l'usure et à l'abrasion est très restreinte pour ce type de matériau, de plus ils nécessitent un milieu humide à la prise mais à l'abri de l'hydratation après la prise, c'est pourquoi ils sont très biodégradables dans le milieu buccal. Ainsi il est nécessaire de procéder à l'application d'un vernis protecteur. La biodégradabilité est diminuée pour les Cermets ainsi que pour les CVIMAR.

Les CVI doivent impérativement être manipulés avec des instruments non métalliques en raison de l'acidité du liquide.

La radio-opacité des CVI est un problème qui fut réglé par adjonctions de poudres métalliques dans les Cermets.

Dans les premières formes, la toxicité sur la pulpe été admise par beaucoup d'auteurs en raison du caractère acide de ces produits. Le pH se stabilisait aux alentours de 5,4 après 24 heures. De nos jours, les CVI ont un pH stable de 7,2 à 7,5 et il a été démontré que la réaction pulpaire n'était pas liée au pH mais à la libération de substances cytotoxiques pour certains CVI seulement. [77]

Bien que possédant des propriétés adhésives comme les polycarboxylates, les CVI peuvent être accompagnées d'un traitement acide à l'acide phosphorique. Une étude a été réalisée par HEWLETT et coll. [43] en testant différentes concentrations de l'acide polyacrylique et les conclusions ont montrées une meilleure adhésion pour un conditionneur de surface à concentration de 10%. D'autres solution peuvent être utilisées comme l'E.D.T.A pour son pH neutre, l'acide citrique qui fut le premier utilisé proposé par Mc LEAN et WILSON.

Les CVIMAR peuvent n'être accompagnés que d'un conditionnement de surface mais la liaison chimique étant diminuée, ces matériaux nécessitent un système adhésif.

L'obtention d'un bon état de surface reste également un point faible des verres ionomères lors de la finition, et ce malgré l'apparition des CVIMAR.

## 3.2 L'or en dentisterie conservatrice.

### 3.2.1 Or à aurification

#### 3.2.1.1 Les différentes formes d'or utilisées

L'or servant à l'aurification peut être sous différentes formes : l'or cristallin obtenu par précipitation électrolytique, l'or non cohésif, anciennement appelé or mou et l'or adhésif (or cohésif). L'or cohésif est obtenu grâce au recuit, que nous développerons plus tard. Dans le commerce, il est trouvé sous forme d'or non cohésive ou sous forme cristallisée mais, pour des raisons de manipulation, on ne le retrouve pas sous forme cohésive.

Dans les premières présentations, l'or non adhésif était disponible en cahiers de 15 feuilles d'or pur à 99,99% sous les numéros 4, 6, 10, 20, 40, 60, 80, 120. On employait le plus souvent le numéro 4.

Ces feuilles étaient pliées en rubans et roulées en cylindre ou tressées en cordelettes puis coupés en rectangles ou en losanges de différents diamètres. Elles purent, par amélioration des procédés de recuit, être confectionnées en boulettes par le soin du dentiste.

Plusieurs conditionnements se développent :

- L'or en feuille connu une modernisation en intercalant des minces feuilles de platine entre les feuilles d'or. La confection reste la même, les feuilles sont roulées en cylindre et coupées en boulettes.
- L'or spongieux, ou or cristallin, de forte densité est également appelé or mat, il permis d'obtenir les deux dernières innovations.
- L'or en poudre, comme le Goldent® correspond à l'enrobage d'or cristallin par une feuille d'or. IL permis une rapidité accrue de la technique d'aurification.
- L'alliage d'or cristallin et de calcium. Par exemple, Electraloy®

#### 3.2.1.2 Fabrication

##### 3.2.1.2.1 La fabrication des feuilles d'or et platinisées

Des feuilles d'or de 25µm d'épaisseur et de 40mm<sup>2</sup> sont battues entre deux feuilles de papier spécial pour les amincir et les agrandir. Le processus est répété une seconde fois puis

les feuilles sont découpées en carrés de 1cm et traitées à l'ammoniac pour rendre l'or non adhésif. Des cylindres sont roulés et coupés par machine ou par le dentiste.

Le procédé est le même pour la confection de feuilles d'or platinisées sauf qu'une feuille de platine est interposé entre deux feuilles d'or avant d'être battues.

#### 3.2.1.2.2 L'or cristallin et ses dérivés

L'or spongieux est formé par précipitation électrolytique. Une barre d'or fait l'anode et un film d'or fait la cathode, le tout se trouve dans un bain électrolytique. Le voltage élevé va permettre la précipitation rapide de l'or vers la cathode en cristaux. L'amas est lavé et asséché, puis réduit en particules et séparé par un système de tamis afin d'obtenir plusieurs dimensions (de 10 à 20 $\mu$ m pour la confection de rubans et de 100 à 325 $\mu$ m pour l'or en poudre).

Pour obtenir le conditionnement en rubans de 3 à 6mm, on procède à un frittage par traitement thermique en dessous du point de fusion sur feuille de silicate de lithium et d'aluminium.

Le frittage, ainsi que la grosseur des particules diffère pour la confection d'alliages or spongieux et de calcium.

#### 3.2.1.3 Le recuit

Le recuit va permettre d'enlever la couche d'ammoniac et l'humidité, permettant ainsi à l'or d'acquérir sa propriété cohésive. Deux méthodes permettent cette opération, il s'agit de la flamme et du plateau.

- La méthode du plateau consiste à chauffer plusieurs boulettes d'or sur un plateau de mica au dessus d'une source de chaleur (alcool, gaz, plaque électrique)
- La méthode à la flamme est plus directe, la boulette est placée dans une flamme alimentée à l'alcool pur juste sur la pointe du cône bleu.

Si l'or est trop chauffé, il est contaminé par le carbone. L'opération est d'autant plus délicate avec l'or en poudre car il doit être chauffé suffisamment pour éliminer l'indicateur de recuit ajouté aux particules.

#### 3.2.1.4 Propriétés de l'or et indications

L'or à aurification doit posséder certaines propriétés pour répondre aux qualités désirées:

- l'or se doit d'être cohésif à lui même par le procédé de recuit, et ainsi permettre sa soudure à température ambiante. On appelle cela, une soudure à froid.

- il doit être le plus malléable possible pour son insertion dans la cavité et son adaptation.
- il doit de surcroît, être ductile, lui permettant par la même occasion d'être bruni lors de la finition.
- il doit pouvoir être écroui.
- il doit être bien condensé pour réaliser l'étanchéité qui pérennisera l'obturation finale. Une obturation à l'or bien condensée et non contaminée par l'humidité (qui remettrait en question la cohésivité de l'or) possède une étanchéité excellente. [73]

D'autres qualités sont imputées à ce type de matériau:

- son coefficient d'expansion thermique est proche de la dentine.
- il possède une parfaite biocompatibilité et n'a pas d'effet cytotoxique pour l'organe pulpodentaire.
- la longévité de ce type d'obturation est très élevée en raison d'une résistance à l'abrasion, à l'attrition et à la corrosion.

Cependant, la faible résistance à la traction restreint l'indication de l'aurification à des petites cavités:

- caries des cingulum d'incisives
- petites cavités occlusales de classe I de BLACK
- lésions localisées au tubercule de Carabelli
- Petites cavité de classe II limitées aux faces proximales si la dent adjacente est manquante, rendant le libre accès au remplissage de la cavité.
- Petites lésions de classe V.
- lésions minimales, découvertes radiologiquement, de classe III

Pourtant des auteurs tel que MARMASSE et MAC GEHEE ont décrit des cavités de classe IV et des grosses cavités de classe I, II, III et V dans leurs ouvrages.

### 3.2.1.5 Condensation et manipulation

La manipulation fut rendue plus aisée par amélioration du processus de recuit, permettant à l'or d'être condensé à la main dans un premier temps. L'aurification se fait dans un champ opératoire complètement indemne de l'humidité, rendant l'utilisation de la digue indispensable.

La condensation va pérenniser la fermeté et la soudure à froid, c'est pourquoi elle doit être réfléchie. Dans un premier temps, le remplissage sera fait par petits apports contre une paroi

et condensés par des fouloirs orientés perpendiculairement à l'apport afin d'éviter à l'or de se recroqueviller:

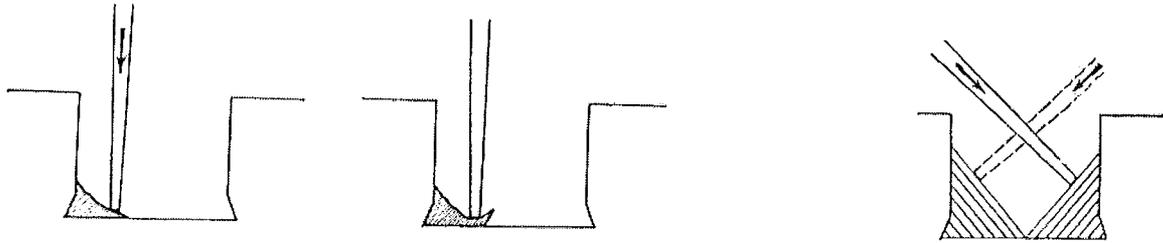


Figure 8 : D'après MARMASSE, 1976 [60]

Ces premiers apports seront en or non cohésifs pour une meilleure adaptation aux angles cavitaires grâce à la découverte de la technique combinée cohésive- non cohésive. Ensuite, des morceaux d'or cohésifs sont placés dans la cavité et encloués aux angles d'or non cohésifs. La condensation doit être douce, superficielle et progressive dans un premier temps pour éviter le durcissement trop important des premières couches. Elle se fait de façon manuelle dans les zones où le maillet ne peut accéder grâce à un fouloir à angle droit. Dès lors, les morceaux d'or cohésifs subissent une condensation plus soutenue. Les progrès en la matière ont permis de passer de maillets manuels aux maillets mécaniques avec des maillets pneumatiques puis électriques.

### 3.2.2 Alliages de coulée pour inlays onlays

Les inlays onlays ont longtemps été réalisés par coulée de l'or pur à 22 carats avant l'arrivée des alliages nobles à haute teneur en or. Le degré de pureté est rarement exprimé en carats de nos jours. Cette mesure désigne la quantité relative d'or fin dans l'alliage et est exprimé en vingt-quatrième de la masse totale. Ainsi, l'or à 24 carats est pur à 100% et l'or à 22 carats, longtemps utilisé pour les coulées d'incrustations, est pur à 91.67%.

L'or mou est préférentiellement utilisé pour son caractère ductile et sa résistance à la corrosion mais des alliages à haute teneur en or prennent leur place progressivement dans ces techniques : entre 1928 et 1932, avec l'arrivée croissante d'alliages nobles, le bureau américain des standards détermine une première classification : la norme A.D.A. n°5.

Mais ce n'est qu'à partir de la première guerre mondiale que les premiers alliages virent le jour avec l'élaboration des alliages non précieux Nickel Chrome par l'aciérie allemande Krupp en 1918. A cette époque l'indication de ces matériaux se limite à la prothèse adjointe.

Autour des années 1975-1980, en raison de l'augmentation constante du prix des alliages précieux, de nombreuses recherches sur les alliages semi précieux réservés au domaine de l'odontologie se firent aux Etats-Unis et au Japon ainsi que l'adaptation des alliages non précieux à base Ni-Cr à la prothèse conjointe vers 1970 [13]. Depuis 1984, l'A.D.A. propose une classification plus large incluant tous les alliages dentaires de coulée, divisés en alliages hautement nobles, nobles et non nobles (rendant la classification en alliages précieux, semi précieux et non précieux impropre) :

A.D.A. Alliages dentaires de coulée	Composition en métal noble (Au, Pt, Pd)
Métal noblesse élevée	60% dont + de 40% Au
Métal noble	25% (Au non nécessaire)
Métal principalement non noble	<25% (Au non nécessaire)

**Tableau 3**

En 1989, l'A.D.A. reconnaît que les alliages de coulée peuvent avoir toute composition à condition de passer les tests de toxicité, de ternissement, de résistance et d'allongement.

Les premiers alliages semi précieux, les alliages base Au, apparurent en 1950, puis arrivèrent les alliages basés sur le binaire Pd (Palladium)-Ag (Argent) avec des additions d'or et de platine en faible quantité. Plus récemment vers 1986, ces alliages étaient composés principalement du trinôme Or, Palladium, Argent avec des additions de cuivre et de platine, on obtint ainsi des alliages quaternaires Au, Pd, Ag, Cu. Enfin, des essais furent tentés pour des alliages semi précieux exempt d'argent et riches en palladium. A l'exception des alliages base Au, l'utilisation de ces métaux pour les incrustations métalliques ne s'est pas répandue.

### 3.2.2.1 Choix des alliages pour inlays onlays

Il existe deux types d'inlays onlays : les inlays onlays d'obturation et les inlays onlays, piliers de bridge. Ces derniers ont une souplesse dans le choix de l'alliage plus importante que les inlays d'obturation et les alliages peuvent être en métal précieux, semi précieux ou non précieux. Pour les piliers de bridge, la dureté, ainsi que la rigidité est demandée alors que pour les inlays onlays d'obturation il est conseillé d'avoir des alliages ductiles. C'est pourquoi les alliages non précieux tel que le Nickel Chrome, les alliages précieux palladium argent (base Ag selon la norme ISO 8891) et les alliages à haute teneur en or de type III (selon la norme A.D.A.) ne sont utilisés que pour les inlays onlays piliers de bridge. Nous ne verrons que les

alliages utilisés pour les obturations dans les chapitres suivants, c'est-à-dire les alliages à haute teneur en or.

### 3.2.2.2 Classification et normes des alliages pour inlays onlays d'obturation

Type	Or %	Argent %	Cuivre %	Palladium %	Platine %	Zinc %
I	79-92,5	3-12	2-4,5	0-0,5	0-0,5	0-0,5
II	75-78	12-14,5	7-10	1-4	0-1	0,5
III	62-68	8-26	8-11	2-4	0-3	1
IV	60-71,5	4.5-20	11-16	0-5	0-3,5	1-2
Blanc*	20-70	35-66	6-25	10-35	–	1-2

**Tableau 4 : Classification de l'A.D.A, 1928 [73]**

\*classification particulière des alliages d'or blanc (base Au-Ag selon la norme ISO 8891) avec un pourcentage en poids plus important pour l'argent, ils apparurent en 1975

Seuls les types I et II sont utilisés dans la coulée d'inlays onlays d'obturation.

Cette classification n'est pas exhaustive, et nous nous étonnerons de voir quelques exemples d'alliages tirés de « Cendres et métaux SA » utilisés actuellement pour la réalisation d'inlays onlays dont le pourcentage en métaux diffère quelque peu. Cependant, ces alliages correspondent aux normes internationales que nous étayerons plus tard.

Composition	Opticast®% Correspond à la norme ISO 1562	Protor®3% Correspond à la norme ISO 1562	Medior®3% Correspond à la norme ISO 8891
Au+métaux platineux	83.3	75.1	61
Au	83.2	68.6	55
Pt		2.4	
Pd		4	5.9
Ag	8	11.8	26

Cu	8.5	10.6	10.9
Zn	0.2	2.5	2.1
Ir	0.1	0.1	0.1

**Tableau 5 : tiré de « Cendres et métaux SA »**

La normalisation internationale se réfère également à la teneur en métaux précieux, mais également à l'aptitude à la céramisation dans la norme ISO 9693 que nous ne développerons pas. La norme ISO 8891 correspondant aux alliages semi précieux contenant entre 25 et 75% de métaux nobles, elle comporte 3 catégories : la base Au (apparue dans les années 1950), la base Au-Ag (correspondant aux alliages blancs Au-Pd-Ag) et la base Ag (correspondant aux alliages Pd-Ag), mais seul les alliages base Au font référence en matière d'incrustations. Ils contiennent entre 60 et 70% d'or, de platine et de palladium ; 15-25% d'argent et soit 11% de cuivre soit ils en sont exempt.

La norme ISO 1562 est attribuée aux alliages dentaires de coulée précieux contenant une teneur en métaux nobles d'au moins 75% en poids et de 4 à 6% de platine et palladium, 8-10% d'argent et 10% de cuivre.

### 3.2.2.3 Les métaux constitutifs des alliages : influence intrinsèque et effet sur la coulabilité.

Que ce soit pour les alliages précieux ou semi précieux, nous avons constaté qu'il fallait maintenir un pourcentage en poids minimum de 30% d'or et 60% pour les alliages à incrustations coulées car l'or donne la couleur jaune, la résistance à la corrosion, la densité et la ductilité. Il permet aussi, lorsqu'il est majoritaire dans l'alliage de rapprocher le point de fusion au sien.

Le platine blanchit l'alliage, le durcit en renforçant sa maille, le rend résistant à la corrosion car il est inaltérable chimiquement et inoxydable et augmente sa densité.

Le palladium blanchit fortement l'alliage, il est également inaltérable et, bien que ductile à l'état pur, il durcit les alliages précieux. Il est moins dense que l'or et la platine et possède les inconvénients d'augmenter la température de fusion et l'intervalle de température de fusion ce qui provoque un risque de ségrégation ; et il rend l'emploi de l'alliage en techniques de coulée conventionnelles difficile.

L'argent blanchit également l'alliage et le durcit légèrement, mais il diminue la résistance au ternissement. Il améliore la fluidité mais dissout l'oxygène à l'état liquide posant des problèmes de coulée.

Le cuivre donne une couleur rougeâtre, il est ductile à l'état pur mais il durcit l'alliage et se trouve être le plus efficace pour augmenter ses propriétés mécaniques. Il assure aussi une bonne conductivité thermique mais il est très défavorable pour la corrosion et le ternissement car il est oxydable. Il abaisse le point de fusion et, à l'opposé du platine et du palladium, tend à affiner le fuseau de l'intervalle de fusion, diminuant ainsi le risque de ségrégation.

Le zinc blanchit les alliages, les désoxyde et les durcit en association avec le platine. Lors de la coulée, il limite les porosités, fluidifie l'alliage et diminue sa température de transition liquidus/ solidus de part son point de fusion bas.

L'iridium et le ruthénium sont insolubles dans l'alliage. Ils durcissent le platine et sont des éléments germinateurs et affineurs de grains lors de la coulée.

Le galium, l'indium et l'étain abaissent le point de fusion mais sont très oxydants.

#### 3.2.2.4 Durcissement pour les alliages

L'or à l'état pur possède une structure cristalline de type cubique à faces centrées ce qui lui confère une grande ductilité grâce à la possibilité de glissement des plans cristallins. Très indiqué pour les inlays pour cavités simples, l'or pur ne peut répondre à des propriétés mécaniques adaptées à des cavités composées. Il faut dès lors passer par les alliages avec une composition en métaux de même structure cristallographique. Les alliages précieux de coulée sont composés en grande partie de métaux dont l'arrangement cristallin est de type cubique à face centrée. Le mélange des différents métaux ne peut se faire que s'il existe des défauts dans le métal pur pour placer des atomes dans ces lacunes, on obtient une solution désordonnée. Pour obtenir une phase unique, il faut procéder à un traitement thermique permettant l'adoucissement et le durcissement.

Les alliages à haute teneur en or de type I et II de l'A.D.A. n'ont pas de changement de propriétés et de structure par traitement thermique, mais les autres alliages précieux et semi précieux peuvent subir des modifications à l'état trempé afin d'en améliorer leurs propriétés mécaniques :

- L'arrangement ordonné

Ce durcissement est obtenu par traitement thermique. Un équilibre se forme par réarrangement à l'intérieur des cristaux en binaires dont le plus important est Au-Cu. Ce mécanisme a une importance secondaire pour les alliages dentaires à l'exception des alliages précieux.

- Le durcissement par précipitation

Les alliages semi précieux ont un deuxième mode de durcissement : le traitement thermique provoque la précipitation de phases à structures cristallines différentes. Les cristaux nouvellement formés se répartissent au travers des grains originaux de l'alliage.

- L'affinement du grain

La taille des grains peut être réduite en ajoutant de faibles quantités d'iridium, de ruthénium ou encore du rhodium et de l'osmium. Ces éléments étant insolubles lors de la coulée et possédant une température de fusion élevée, ils vont provoquer de fines précipitations et initier ainsi une nucléation hétérogène de l'alliage d'or, aboutissant à l'augmentation du nombre de grains.

### 3.2.2.5 Propriétés des alliages

#### 3.2.2.5.1 Propriétés mécaniques

Les propriétés mécaniques fournissent des données indispensables au choix de l'alliage.

Le module d'élasticité de Young qualifie la rigidité d'un matériau, il est important surtout pour la prothèse adjointe et les techniques céramique métal. Pour les alliages utilisés pour les incrustations il varie de 80 à 106kN/mm<sup>2</sup>.

La limite élastique à 0,2% est la mesure de la plus grande contrainte que peut subir l'alliage sans subir de déformation permanente. Elle est comprise entre 600 et 700N/mm<sup>2</sup> pour les alliages répondant à la norme ISO 1562 bien qu'un nombre limité d'alliages de type I, II et III dans la classification de l'A.D.A. répondent à cette norme et ont des valeurs plus faibles dans l'intervalle 200-300. Pour les alliages base Au correspondant à la norme 8891, cette valeur est comprise entre 500 et 800.

L'allongement à la rupture correspond à l'allongement maximal avant sa fracture. Il est de l'ordre de 12% d'allongement permanent en moyenne pour les alliages concernés mais peut atteindre 50% pour les matériaux les plus ductiles comme l'Opticast®. L'aptitude à l'allongement caractéristique des alliages à inlays onlays permet un brunissage des limites. Elle varie selon l'homogénéité intergranulaire et les porosités de l'alliage.

La dureté de l'opticast® est de 115 (VHN) et peut aller de 50 à 120 pour les alliages précieux de type I et II de l'A.D.A. Mais elle est plus importante pour les autres alliages avec un intervalle de 210 à 300 pour les alliages répondant aux normes ISO 1562 et 8891.

#### 3.2.2.5.2 Propriétés physiques

L'intervalle de fusion des alliages correspond à l'écart de température lorsque l'alliage passe de l'état liquide à l'état solide. Il oscille entre 875 et 915 pour la limite inférieure et 920 et 940° pour la limite supérieure.

La densité se définit comme une masse d'alliage (en gramme) pour 1cm<sup>3</sup> de matériau. Elle varie entre 13,6 et 16,3g/cm<sup>3</sup> pour les alliages sus dis.

La température de coulée représente la température à laquelle l'alliage peut être coulé, elle se situe légèrement au dessus du liquidus (de 100° environ) et diffère de la température de fusion qui se trouve dans l'intervalle de fusion.

Le coefficient d'expansion thermique correspond à la variation dimensionnelle du matériau sous l'effet de variations de température. Il n'est important que pour les alliages à restauration métallo-céramique dans les procédés d'émaillages.

#### 3.2.2.5.3 Propriétés électrochimiques et biologiques

Les alliages à teneur en or supérieure à 75% présentent un phénomène d'immunité. Pour les alliages semi précieux, le ternissement est directement lié à la présence d'argent en forte quantité dans l'alliage. Mais la composition n'est pas le seul facteur responsable de la corrosion et du ternissement. En effet, la porosité, les ségrégations intergranulaires, ainsi que la nature et la taille des précipités lors du traitement thermique de durcissement vont également interférer. Un traitement d'homogénéisation va permettre d'augmenter la résistance à la corrosion.

Les courants galvaniques liés au polymétallisme sont très faibles entre deux alliages semi précieux et entre un alliage précieux et semi précieux. Les alliages base or sont plus résistants à la corrosion que les alliages base or argent lorsqu'ils sont en présence d'alliages non précieux tel que l'amalgame d'argent ou le nickel chrome. Le risque est moins important avec les alliages cobalt chrome.

Un matériau est dit biocompatible s'il ne provoque pas de réactions toxique, allergique, mutagène, cancérigène ou inflammatoire. Les alliages dont la teneur en or dépasse 75% sont très bien tolérés en bouche.

## 3.3 L'amalgame dentaire

### 3.3.1 Définitions

L'amalgame est un alliage composé d'un métal ou de plusieurs métaux associés toujours au mercure par combinaison à température ambiante pour donner un ensemble métallique homogène.

Un alliage est un mélange de deux ou plusieurs éléments métalliques. Il peut être binaire, ternaire, quaternaire...

La structure de l'alliage dépend de la concentration des différents éléments.

### 3.3.2 Composition

#### 3.3.2.1 Le mercure

Le mercure (Hg), est le seul métal liquide à température ambiante.

Peu soluble dans les liquides organiques, il est soluble dans l'eau à raison de 0,02mg/l et donc il est difficile de l'en dissocier.

Sa température de fusion est de -40°C

Sa température d'ébullition est de 350°C

Sa densité est de 13,5.

Le mercure, sans parler de celui incorporé à la poudre dans les formes pré amalgamées, est conditionné de trois façons différentes :

- mercure libre en bouteille ;
- mercure en portion en caplets ;
- mercure en portion en capsules à usage unique.

Selon les études de WIRZ et SCHMIDI sur le sujet, le conditionnement du mercure en caplets reste insuffisant en terme d'étanchéité [87]. C'est pourquoi, en raison de la toxicité du mercure sur l'environnement et le personnel soignant, cette présentation a été abandonnée au profit des capsules pré-dosées.

Ce n'est pas pour autant que le mercure fait de l'alliage amalgame un produit dangereux. En effet depuis son origine, ce matériau a fait l'objet de polémiques et de mises en causes qui ont, dans les principaux pays développés, déclenchés des enquêtes de santé publique approfondies par les autorités scientifiques et sanitaires pour arriver à la même conclusion d'innocuité [81].

### 3.3.2.2 Les poudres métalliques

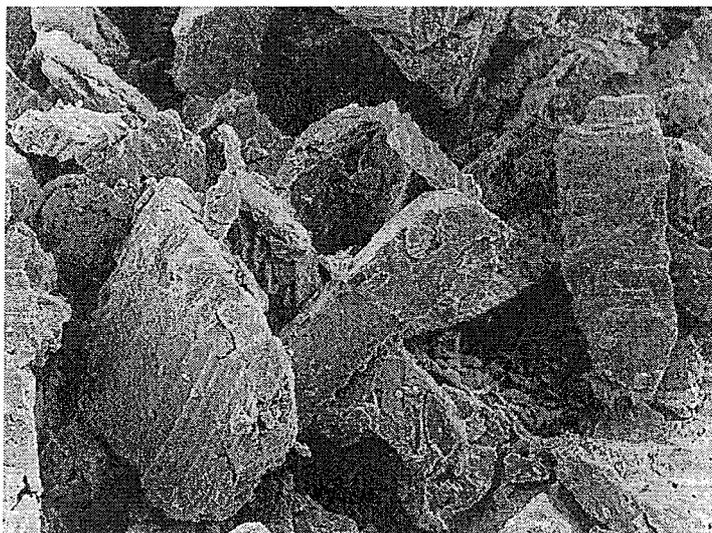
Les constituants de l'alliage sont introduits dans un four à l'intérieur d'un creuset en graphite où une atmosphère inerte est maintenue dans le but d'éviter aux éléments de basse fusion de brûler ou de s'évaporer. Il est impératif d'utiliser des métaux d'une grande pureté. Les éléments en fusion sont coulés dans un moule cylindrique recouvert de carbone. Le lingot ainsi formé est usiné puis coupé.

Les lingots sont placés dans un four à 425°C environ pendant 24 heures puis refroidis dans un bain. Cette opération s'appelle le recuit d'homogénéisation et permet d'avoir une structure dont la composition en particules sera plus uniforme.

Le broyage du lingot et la mise en comprimés produisent des contraintes dans l'alliage, elles sont éliminées par chauffage à 100° pour stabiliser l'alliage et donner un temps de prise uniforme.

#### 3.3.2.2.1 Limaille

Aussi appelés alliages à copeaux par leur forme en éclat au microscope électronique à réseau (MER)



**Figure 9 : Image MER (600x) d'un alliage en copeaux : l'ANA 2000®, [87]**

Pour produire ce type de poudre, le lingot obtenu est broyé grâce à une roue à couteau ou plus récemment avec une fraiseuse à fraises rotatives. L'opération est affinée avec un broyeur à boulets et un pulvérisateur puis les particules sont nettoyées à l'acide, lavées et séchées. En les tamisant, des poudres à gros grain (100-300 $\mu\text{m}$ ) ou des poudres à particules fines (35-100 $\mu\text{m}$ ) sont récupérées.

La grosseur des grains joue un rôle important dans les propriétés de l'alliage comme nous le suggère les études de HELD dès 1951 [29].

La poudre peut finalement être foulée et présentée sous forme de comprimés.

Ces poudres présentent une bonne condensation mais la sculpture du matériau est plus difficile et la surface plus rugueuse.

Il confère à l'alliage une prise lente avec une cinétique régulière qui rend la manipulation par le praticien plus aisée.

Le matériau ainsi formé acquiert une bonne résistance à la compression selon Thomas SORG et coll. [87], mais il se produit un phénomène d'expansion.

Il est indiqué pour les obturation de petite et moyenne étendue.

#### 3.3.2.2.2 Sphères

Ce procédé date de 1961, il est originaire des travaux de DEMAREE et TAYLOR [29]. La poudre à particules sphériques est obtenue par atomisation du métal fondu dans des colonnes de pulvérisation sous gaz protecteur inerte, l'argon. Pour obtenir une poudre de particules de diamètre voulu (inférieur à 44 $\mu\text{m}$ ) on procède à un tamisage. [73]

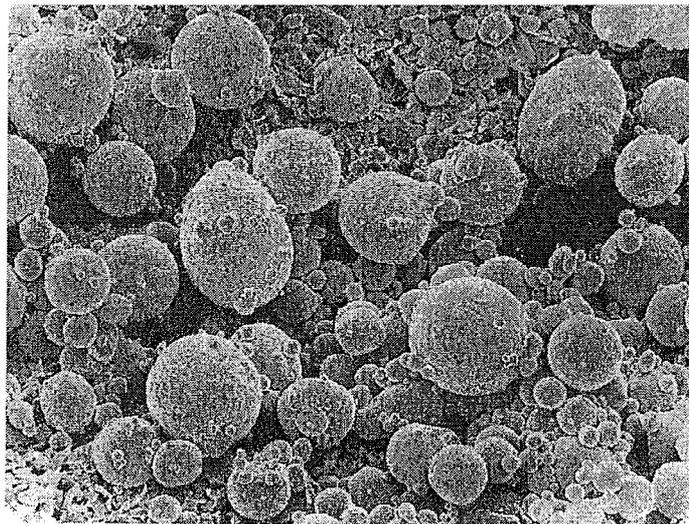


Figure 10 : Image MER (600x) d'un alliage sphérique : Le TYTIN® [87]

La condensation du matériau se fait plus difficilement mais la sculpture est plus facile et l'état de surface en est amélioré.

La prise se fait trop rapidement par effet « snap-set » ce qui fait durcir le matériau d'un coup. La résistance à la compression est faible ce qui tend à indiquer le matériau pour les reconstructions de grande étendue.

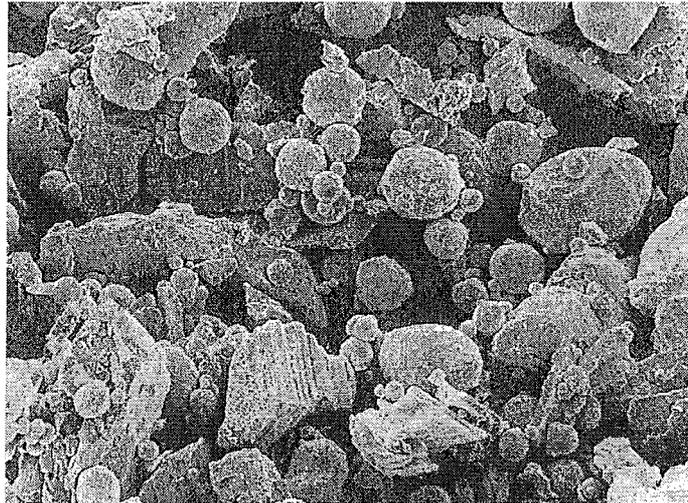
#### 3.3.2.2.3 Alliage mélangé

Les alliages mixtes se composent de copeaux (limaille) et de billes (sphères). Deux formes de poudres mixtes sont proposées par le fabricant :

-la poudre base limaille à sphère

-la poudre base sphère à limaille

La plus indiquée en clinique étant la deuxième.



**Figure 11 : Image MER (600x) d'un alliage, mélange de sphères et de limailles: Le Dispersalloy® [87]**

Le mélange sera fait de telle sorte à obtenir un compromis en fonction des attentes cliniques, le nombre de possibilités étant important. Ces poudres mixtes auront ainsi tendance à tirer profit des deux types de poudres.

#### 3.3.2.2.4 Alliages sphéroïdes ou de forme ovoïde [87]

Ils comprennent des particules en forme de bille et des structures ovoïdes qui vont de l'ellipsoïde au copeau arrondi.

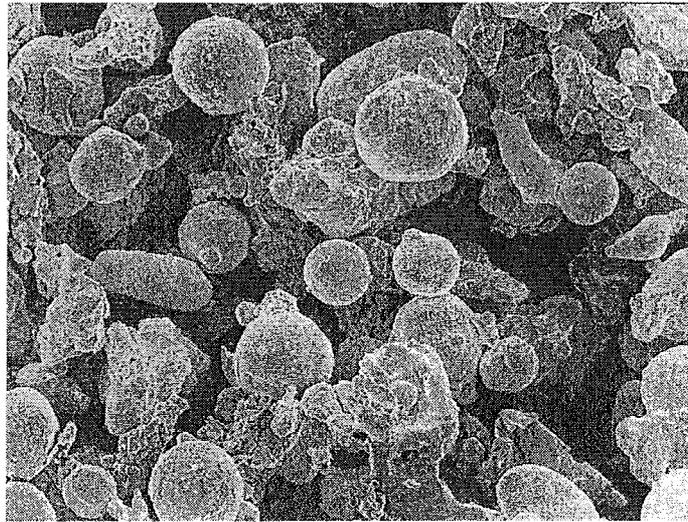


Figure 12 : Image MER (600x) d'un alliage sphéroïde: l'Oralloy® [87]

### 3.3.2.3 Classification des poudres métalliques

#### 3.3.2.3.1 Classification selon leur morphologie

Alliage en limaille	Alliage sphérique	Alliage mixte	Alliage sphéroïde
ANA2000®	Tytin®	Valiant Ph.D. ®	Oralloy®
Jentalloy®*	Spheralloy®*	Dispersalloy®	Indilloy®*
New True	Valiant®	Permite C®	Aristalloy®*
Dentalloy®**			

Tableau 6 : Classification de WIRZ et SCHMIDLI [87]

\*Alliages non classés en 1984

\*\*Le New True Dentalloy® ne figure pas non plus dans la classification de WIRZ et SCHMIDLI bien qu'il existe depuis le début des années 80.

#### 3.3.2.3.2 Classification selon leur composition chimique

- Les poudres conventionnelles

Ce sont des poudres de limaille et de billes triturées avec 50% de mercure. La proportion des métaux dérive de la formule de BLACK.

En 1895, BLACK donne une formule stable :

- 72.5% d'argent

- 27.5% d'étain
- +/- 5% de cuivre

Par la suite, il propose des amalgames ternaires, déjà introduits auparavant par TOWNSEND en 1855 [5], puis des amalgames quaternaires.

En 1910, il donne une nouvelle formule pour les poudres métalliques:

- 68% d'argent
- 26% d'étain
- 5% de cuivre
- 1% de zinc

En 1929, l'A.D.A. (American dental association) donne une norme pour les amalgames avec au minimum 65% d'argent et 30% d'étain. Elle est changée en 1972 et impose une nouvelle composition type :

- Argent : 65-74%
- Etain : 25-27%
- Cuivre : 0-6%
- Zinc : 0-2%
- Mercure: 0-3%, introduisant la notion d'alliages pré amalgamés.

Cette composition se rapproche le plus des formules des poudres conventionnelles ; celles-ci ne sont plus utilisées depuis peu.

L'A.D.A. fourni une composition chimique plus flexible en 1977 :

- Argent : 40% minimum
- Etain : 32% maximum
- Cuivre : 30% maximum
- Zinc : 2% maximum
- Mercure : 3% maximum

- Les poudres pour alliages à phases dispersées

En 1962, les études de INNES et YOUDELIS ont abouti à la fabrication, puis en 1964 à la commercialisation d'un amalgame conventionnel modifié sous le nom de Dispersalloy®. Les amalgames conventionnels modifiés sont des alliages obtenus par trituration de poudres de limaille d'Ag-Sn (« fine-cut » et « micro-cut ») et de billes d'argent-cuivre eutectique avec 54% de mercure. Leur particularité réside dans l'apport de 9% d'alliages eutectiques Ag-Cu (**71.9% d'argent pour 29.1% de cuivre**), formant ainsi, lors de la réaction de prise, une dispersion de petites particules sphériques. Ce sont les premiers amalgames dits « à dispersion

de phase » mais le pourcentage de cuivre n'excédant pas les 6% du poids total, l'élimination complète de la phase gamma-2 ne peut se faire.

Le pourcentage poudres de particules sphériques d'eutectiques Ag-Cu se situe entre 10 et 50% pour les amalgames à phase dispersée de deuxième génération. Il donne des proportions de cuivre plus importantes que la formule donnée dans la norme de l'A.D.A. : **12% de cuivre**.

- Les poudres pour alliages ternaires ou alliages HCSC

En 1974, ASGAR propose les amalgames dits « H.C.S.C » (High Copper Single Composition) : alliages ternaires à haute teneur en cuivre mais de composition homogène de particules sphériques d'Ag-Sn-Cu introduites initialement par DEMAREE et TAYLOR (1962) selon le procédé d'atomisation de l'alliage en fusion à l'aide de gaz inerte.

Leur trituration se fait avec 45% de mercure sauf pour l'Aristalloy® CR qui se fait avec 52% de mercure [17]

Certains amalgames mis sur le marché ont une très haute teneur en cuivre : 12 à 29%.

### 3.3.3 Rôle des différents constituants

#### 3.3.3.1 L'argent

Dans les amalgames récents, sa composition varie de 40 à 70%.

Il est employé pour sa réactivité avec le mercure qui va permettre de former la matrice. Il procure une résistance mécanique et un temps de prise rapide, il diminue le fluage et augmente légèrement l'expansion de prise.

#### 3.3.3.2 L'étain

De 18 à 32% environ dans les amalgames rencontrés dans le commerce actuellement, l'étain est utilisé principalement pour sa grande affinité pour le mercure ce qui tend à favoriser l'amalgamation. Il réduit l'expansion de prise et la vitesse de prise mais augmente le fluage et la contraction.

Cependant il a des effets néfastes sur les propriétés physiques et électrochimiques du matériau. En effet, il réduit la dureté et la résistance du matériau et provoque la corrosion du matériau par formation de la phase gamma 2.

### 3.3.3.3 Le cuivre

De 11 à 25% dans les amalgames modernes dit à haute teneur en cuivre et de 0 à 6% dans les amalgames traditionnels, le cuivre est surtout indiqué pour diminuer le phénomène de corrosion mais également pour augmenter les propriétés de l'amalgame par augmentation de la résistance, de la dureté et de l'expansion de prise et par diminution du fluage. Cependant il serait à l'origine du ternissement du matériau donnant rapidement une teinte noire. [73,38]

### 3.3.3.4 Le zinc

De 0 à 2%, le zinc est un additifs assez controversé, il sert d'agent anti-oxydant lors de la coulée du lingot et donne une certaine plasticité à l'amalgame fraîchement trituré Mais, selon les recherches de SCHOONHOVER et coll. en 1942, si il est en présence d'humidité lors de la condensation, il provoque l'expansion pendant la prise [6] et augmente considérablement la corrosion pouvant amener un échec de l'obturation. [73]

### 3.3.3.5 Les composants accessoires

#### 3.3.3.5.1 Le mercure

Seul métal sous forme liquide à température ambiante, le mercure dissous le zinc, l'argent, le cuivre et l'étain et sert donc à l'amalgamation. Il est également introduit dans la poudre pour faciliter la trituration, ce qui confère au matériau le nom de forme pré amalgamé.

#### 3.3.3.5.2 Le fluor

Le fluor a été incorporé à la poudre dans le but de procurer une action anti-cariogène sous forme de fluorures de calcium et de fluorures d'étain.

#### 3.3.3.5.3 L'indium

Il augmenterait la résistance de l'amalgame et en particulier sa résistance précoce. De plus, les amalgames non gamma 2 n'étant pas entièrement protégés de la corrosion par oxydation de la phase éta prime ( $\eta'$ ) remplaçant la phase gamma 2, l'ajout d'indium a montré toute son utilité en augmentant la résistance à la corrosion.[17]

#### 3.3.3.5.4 Le palladium

De même que l'indium, ce composé a été inséré aux poudres dans le but d'augmenter la résistance du matériau. De plus, il favoriserait la résistance à la corrosion.

### 3.3.3.5.5 Le galium

La notion d'amalgame au galium a été introduite dans les années 90 lors des polémiques grandissantes sur la toxicité du mercure contenu dans ces alliages.

Cependant, ils présentent un temps de prise variable ce qui les rend difficiles à manipuler. De plus il est nécessaire d'avoir des instruments en téflon pour l'apport du matériau dans la cavité et sa condensation car, lorsqu'il est en phase plastique, il est collant. Par ailleurs, son taux d'expansion lors de son durcissement est bien plus important que l'amalgame d'argent, ce qui peut engendrer des fractures des parois dentaires résiduelles. Enfin, le potentiel de corrosion n'est pas négligeable, de même que la toxicité du gallium ; et le coût plus élevé en fait à tous points de vue un alliage inférieur à l'amalgame d'argent.

### 3.3.3.5.6 L'or

Il améliore les qualités de résistance et de polissage des amalgames.

## 3.3.4 Structure

### 3.3.4.1 Les phases métallurgiques

- **La phase  $\gamma$**  :  $\text{Ag}_3\text{Sn}$  ;
- **La phase  $\beta$**  réponds à la même formule mais ne se forme que si l'étain est inférieur à 25,5% ;
- **La phase  $\delta$**  correspond à de l'étain pur ;
- **La phase  $\epsilon$** , en proportion plus ou moins importante en fonction de la teneur en cuivre de l'alliage qui répond à la formule  $\text{Cu}_3\text{Sn}$  ;
- **La phase  $\alpha_1$**  : Ag-Cu

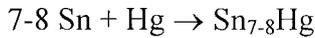
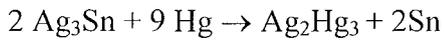
D'autres phases viennent s'ajouter après la prise :

- **La phase  $\gamma_1$**  dont la formule est  $\text{Ag}_2\text{Hg}_3$  ;
- **La phase  $\gamma_2$**  qui est pour certains auteurs  $\text{Sn}_7\text{Hg}$  et pour d'autres  $\text{Sn}_8\text{Hg}$  ;
- **La phase  $\eta'$**  :  $\text{Cu}_6\text{Sn}_5$ , qui correspond au succédané de la phase  $\gamma_2$  dans l'amalgamation des alliages à haute teneur en cuivre.

Enfin **la phase  $\beta_1$**  correspond à Ag-Hg

### 3.3.4.1.1 Les amalgames conventionnels

Dans les amalgames conventionnels, le mercure réagit avec les phases  $\gamma$  et  $\beta$  selon les équations décrites par OTANI, NAGAI et coll. en 1970 [6]:

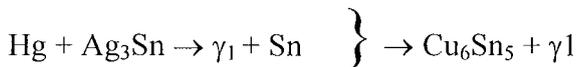
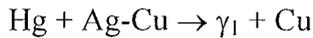


La phase  $\gamma_1$  se forme en premier du fait de la grande affinité du mercure pour l'argent.

Toutes les particules d'alliages ne réagissent pas avec le mercure c'est pourquoi la structure de l'amalgame pris se compose d'une matrice de  $\gamma_1$  (70%) qui assure la cohésion et entourant des particules de  $\gamma$  n'ayant pas réagi (20%) et des grains de  $\gamma_2$ .

#### 3.3.4.1.2 Les amalgames à phase dispersée

Selon MAHLER et coll. la réaction se fait suivant ces équations [6]:



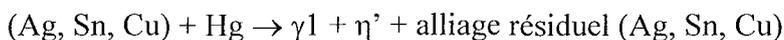
Les amalgames mélangés avec une grande quantité de billes eutectiques d'argent cuivre sont appelés amalgames à phase dispersée par rapport à la formation de phase  $\eta'$  ( $\text{Cu}_6\text{Sn}_5$ ) à partir de la phase  $\gamma_2$ . C'est ainsi que MAHLER (1971-1975) démontra la quasi disparition de la phase  $\gamma_2$  dans le Dispersalloy® [6].

La phase  $\gamma_2$  se forme comme pour les amalgames conventionnels mais elle va réagir avec les particules d'eutectique argent cuivre (phase  $\alpha_1$ ) pour donner la phase  $\eta'$ . La présence de cette phase a été vérifiée par d'autres études : MALHOTRA et ASGAR en 1977, VRIJHOEF et DRIESSENS. [6]

L'amalgame pris est alors structuré de la façon suivante : Une matrice de  $\gamma_1$  entoure des grains de  $\gamma$  non réagis et de  $\eta'$  nouvellement formés.

#### 3.3.4.1.3 Amalgames HCSC

L'amalgamation des alliages HCSC se fait selon l'équation simplifiée ci-dessous :



Un peu de phase  $\gamma_2$  se forme mais les particules sphériques d'alliage argent cuivre étain vont jouer le rôle des particules d'eutectique argent cuivre en les transformant en phase  $\eta'$ . Pour certains auteurs la présence même momentanée de phase  $\gamma_2$  est nulle [87].

Dans ces amalgames une forte concentration en phase  $\varepsilon$  est observée dans la poudre, mais elle est transformée en majeure partie en phase  $\eta'$ .

Ainsi, on obtient une matrice de  $\gamma_1$  noyant des particules d'alliage non réagis et des cristaux de  $\text{Cu}_6\text{Sn}_5$ .

### 3.3.4.2 Réaction de prise

Le phénomène de prise est complexe, le composé essentiel qui réagi avec le mercure est un composé métallique :  $\text{Ag}_3\text{Sn}$ , on l'appellera :  $\gamma$ .

Dès la mise en contact par trituration de la poudre et du mercure, s'opère des transformations physico-chimiques pour aboutir à un matériau plastique qui n'obtiendra son durcissement définitif qu'après 7 jours. Peu de temps après le début de la trituration, les premières cristallisations s'opèrent selon l'étude d'OTANI en 1970 [6]

La réaction de prise se décompose donc ainsi : l'imprégnation, l'amalgamation et enfin la cristallisation.

#### 3.3.4.2.1 L'imprégnation

L'imprégnation de la masse d'alliage par le mercure est semblable pour tous les types d'alliages.

Une diffusion commence entre le mercure et la poudre : les molécules de mercures migrent vers la poudre et, à moindre échelle, quelques particules d'argent étain se dirigent vers le mercure. Il se forme alors des lacunes de phase  $\gamma$ . Pour que l'amalgamation s'opère, le mélange doit être trituré. Cette opération aura pour effet de débarrasser les particules d'alliage de leur couche d'oxydation superficielle.

#### 3.3.4.2.2 L'amalgamation

Cela correspond au début de la réaction chimique entre l'alliage et le mercure. La constitution métallurgique de l'alliage est directement liée au processus d'amalgamation et varie selon le type d'amalgame.

#### 3.3.4.2.3 La cristallisation

Cette étape correspond au durcissement final de l'amalgame pris. On aboutit à une structure cristalline complexe composées des différentes phases décrites ci-dessus.

### 3.3.5 Propriétés des différents amalgames

#### 3.3.5.1 Propriétés physiques

##### 3.3.5.1.1 Les variations dimensionnelles

Les variations dimensionnelles peuvent intervenir pendant et après l'amalgamation.

Pendant l'amalgamation, elles sont liées à plusieurs facteurs :

- le temps de trituration
- Le laps de temps entre trituration et condensation
- la technique de condensation
- le type d'alliage
- la quantité de mercure résiduel dans l'amalgame.

La plupart des amalgames modernes présentent une contraction après mélange (NAGAI et coll. 1967) car le volume final de la phase  $\gamma_1$  est moindre par rapport à la somme des éléments d'origine [6].

Selon SPANAUF si l'excès de mercure résiduel est suffisant, il provoquerait une expansion mercuroscopique qui se traduit par une augmentation de volume des cristaux de  $\gamma_1$  [17]. Cette expansion compense le retrait mais si elle est trop importante, elle serait responsable de fractures.

Les amalgames contenant du zinc subissent une expansion d'un autre type s'ils sont en contact avec la salive.

Pour limiter l'expansion de prises, JARABACK propose de diminuer la taille des particules de limaille. Par la suite, l'introduction de particules sphériques joua ce rôle [6].

Les amalgames non  $\gamma_2$  mélange ont un phénomène d'expansion plus important que les H.C.S.C.

L'interface amalgame paroi cavitaire est donc plus grande pour les amalgames H.C.S.C. et serait responsable d'infiltrations.

Après l'amalgamation, les variations dimensionnelles du matériau sont d'origine thermique. En effet, l'amalgame qu'il soit conventionnel ou de dernière génération, est par nature un composé métallique et donc excellent conducteur thermique. De ce fait il subit des variations dimensionnelles selon un coefficient de dilatation thermique.

##### 3.3.5.1.2 Propriétés mécaniques

Comme pour les variations dimensionnelles, les propriétés mécaniques sont influencées par le temps de trituration, le temps écoulé entre trituration et condensation, et la technique de condensation. Elles sont décrites lors de l'application d'une force sur un corps. On étudiera les plus importantes comme la résistance à la compression et à la traction et le fluage.

La résistance à la compression n'est pas corrélée avec le comportement clinique de l'amalgame quant au risque de fracture ou de détérioration marginale contrairement à la résistance à la traction et le fluage. Mais une résistance accrue des amalgames non  $\gamma_2$  permet de limiter l'isthme occlusal selon GILMORE et MEYER [17].

Le fluage (creep, flow) est la déformation permanente d'un amalgame soumis à une contrainte. Il doit être inférieur à 3% pour éviter le risque de fracture marginale.

Les amalgames conventionnels ont un fluage et, selon JORGENSEN et coll., une résistance à la traction plus important que les amalgames non  $\gamma_2$  mais une résistance à la compression plus faible. D'après les études de Mc NAMARA et celles de SPANAUF et coll. en 1976, la résistance à la traction pour les amalgames à haute teneur en cuivre serait supérieure. [6]

D'autre part la corrélation entre amalgames à haute teneur en cuivre et un fluage faible ne peut se généraliser comme en témoigne les études de BERCY et VERMEERSCH et coll. en 1980. Selon HERO (1983), la taille des grains de  $\gamma_1$  aurait un rôle sur la valeur du creep. [6]

### 3.3.5.2 Propriétés chimiques et électrochimiques : résistance à la corrosion

La corrosion peut être chimique par ternissement de surface ou électrochimique en profondeur de part la composition hétérogène de l'alliage.

Cette dernière ne touche pas de la même façon les différentes phases métallurgiques de l'amalgame, ainsi chaque phase possède un potentiel d'équilibre propre dans un électrolyte donné.

La phase  $\gamma_2$  est particulièrement sensible à la corrosion contrairement aux phases  $\gamma$  et  $\gamma_1$  [17]. Elle possède le potentiel d'équilibre le plus bas. Les ions  $\text{Sn}_{2+}$  sont libérés par la présence de plaque et vont précipiter avec des ions chlorures, ce composé est propice à la corrosion, de plus les ions mercures ainsi libérés vont provoquer une expansion mercuroscopique à l'origine de détériorations marginales. De plus la corrosion abaisse grandement la résistance mécanique des amalgames conventionnels.

Pour remédier à ce problème, les recherches ont poussées les amalgames vers une proportion augmentée en cuivre pour qu'il capte les ions Sn et ainsi réduise la phase  $\gamma_2$ .

Cependant la phase  $\eta'$  n'est pas pour autant épargnée par la corrosion (LIN et coll. 1983) [6], dès lors les amalgames de dernière génération ne peuvent être considérés comme des matériaux nobles. C'est pourquoi le brunissage et le polissage ont une importance encore avérée dans le comportement de l'amalgame.

Enfin, récemment, a été rajouté de l'indium pour augmenter la résistance à la corrosion.

### 3.3.5.3 Propriétés biologiques

Les propriétés biologiques que nous étudierons ne diffèrent pas selon le type d'amalgame.

Les tests de biocompatibilités de niveau 1 sur culture cellulaire ont conclus sur l'innocuité des amalgames. En effet les études in vitro sur la division cellulaire ainsi que les études d'implantation dans du conjonctif réalisées par SMITH et WILLIAMS en 1982 n'ont pas mis en valeur d'effet cytotoxique des amalgames [6].

Au niveau de l'organisme, l'absorption de mercure reste infime par rapport aux normes admises. Cependant, des mesures de santé publique ont été prises dans le cadre de la manipulation clinique de ces matériaux en vue de diminuer le risque de fixation d'ions mercure provenant des vapeurs.

Au niveau du parodonte, les risques se sont avérés bénin par tatouages gingivaux et projection iatrogène de particules lors de meulages principalement. D'autre part on peut observer un changement métabolique dans certains cas rares par couplage galvanique, mais uniquement s'il existe antérieurement un poly métallisme dans le milieu buccal.

Au niveau du complexe pulpodentaire, des colorations sont aussi observées par migrations des produits de la corrosion dans les tubuli dentinaires. L'amalgame, quant à lui peut également subir une discoloration par noircissement si l'apport nutritif contient des particules de soufre ou par corrosion.

La pulpe peut subir des stimuli thermiques liés à la conductivité importante des amalgames, c'est pourquoi il est nécessaire de procéder à des protections pulpaires dans certains cas par adjonctions de fonds de cavités.

## 3.4 Les matériaux composites

### 3.4.1 Définitions

Ce sont des matériaux hétérogènes qui associent, à l'aide d'une phase de couplage, une matrice (phase dispersante) et des charges (phases dispersées), afin que les propriétés de l'ensemble soient supérieures à celles des constituants pris isolément.

En effet ils allient les qualités mécaniques, les propriétés optiques et la stabilité physico-chimique des éléments minéraux et la simplicité de mise en œuvre des polymères organiques.

### 3.4.2 Evolution des systèmes adhésifs

L'emploi des composites comme moyen d'obturation nécessite de leur adjoindre un système permettant l'adhésion à la dent. Ce système s'est progressivement amélioré pour optimiser l'étanchéité de l'interface dent-composite.

- 1952 KRAMER et Mac LEAN font interagir le GPDM (acide glycérophosphorique diméthacrylate) avec de la dentine [92] ;
- 1955 BUONOCORE permet l'adhésion à l'email avec un acide phosphorique entre 30 et 40%, puis des recherches se sont portées sur l'acide utilisé et sa concentration [17];
- 1956 BUONOCORE obtient une adhésion faible (1 à 2MPa pour 15MPa actuellement) par mordantage de la dentine avec de l'acide phosphorique à 7% [8] ;
- Dans les années 60, apparition de la première génération des systèmes adhésifs (2 à 5MPa);
- Vers la fin des années 70, les adhésifs amélo-dentaires, de deuxième génération, voient le jour (5 à 8MPa);
- Au début des années 90, les adhésifs de troisième génération sont inventés ; ils sont composés d'HEMA pour augmenter la mouillabilité de l'agent de couplage (8 à 12MPa).

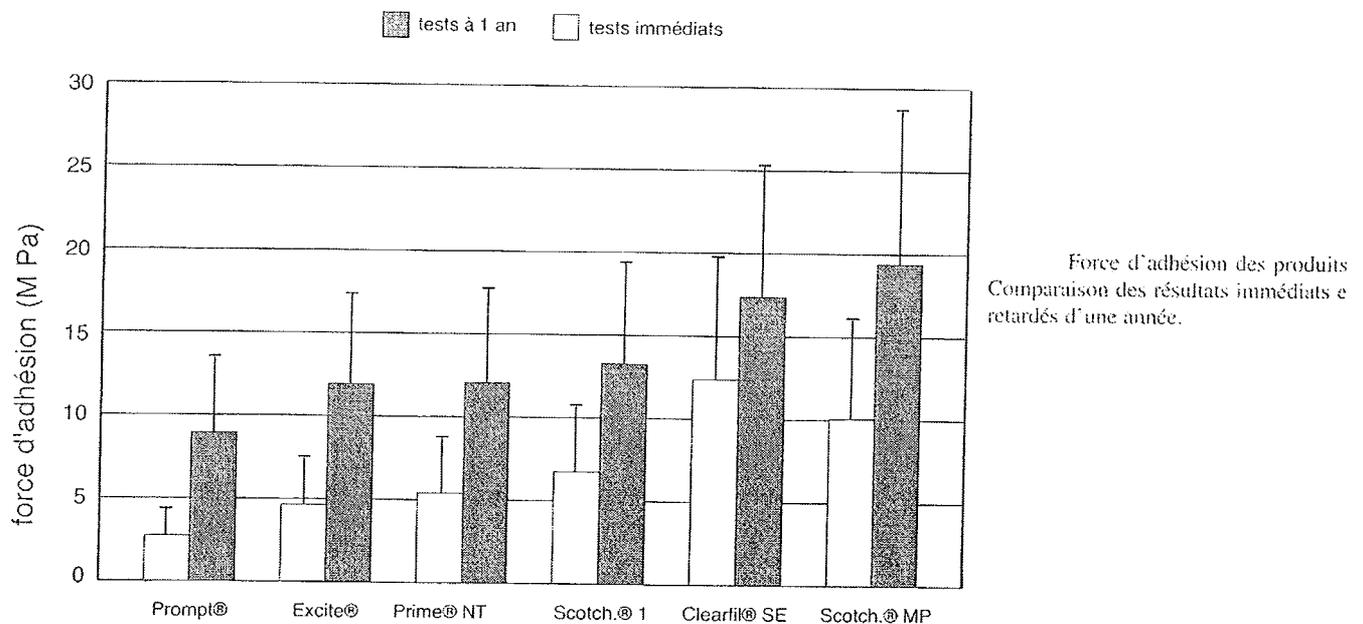
La quatrième génération d'adhésifs se caractérise par le mordantage total de l'email et de la dentine avec de l'acide phosphorique à 32-37% ou de l'acide maléique à 10%.

Il se forme de la couche hybride par mise à nue d'un réseau de collagène mouillé puis application d'un primer (primaire d'adhésion) d'un et d'un agent de couplage. L'adhésion ainsi obtenue est de 15 à 20MPa en respectant les précautions d'emploi. [16,55]

La description par VAN MEERBEEK [93] en 1999 de deux nouvelles stratégies d'adhésion nous transmet les deux générations suivantes :

- Les adhésifs mono composants (one bottle), où le primer et l'agent de couplage (bonding) sont regroupés en un flacon. L'acide étant utilisé au préalable, il va éliminer la boue dentinaire. Le système se simplifie en deux étapes.
- Les adhésifs automordançants où la boue dentinaire n'est pas éliminée, elle est dissoute par le primer acide sans être rincé, le problème du wet-bonding (nécessité de rester en milieu humide pour l'application du primer) ne se pose plus.

La septième génération des systèmes adhésifs à voir le jour consiste en une simplification technique des adhésifs dissolvant la boue dentinaire, diminuant la manipulation clinique à une étape : l'acide, le primer et l'adhésif étant regroupés en un seul produit. Mais l'adhésion obtenue sur la dentine n'excède pas les 10MPa



**Tableau 7 : Récapitulatif des performances des systèmes adhésifs rencontrés actuellement sur le marché d'après CIUCCHI, [16]**

**Le système conventionnel est représenté par le Scotch bond MP Plus**

**Les adhésifs à mono composants sont testés avec Excite, Scotch bond 1 et Prime & Bond NT.**

**Le produit Clearfil SE Bond représente les adhésifs auto-mordants**

**Enfin le système « all in one » et inclus dans le test avec le produit Prompt L Pop.**

Les recherches actuelles se concentrent sur l'obtention d'un relargage de fluor à partir de la couche d'adhésif ainsi que vers le développement de systèmes adhésifs possédant des propriétés antibactériennes. [7]

### 3.4.3 Classifications des composites

#### 3.4.3.1 Classification selon le mode de polymérisation

##### 3.4.3.1.1 La chémo-polymérisation

La chimio-polymérisation (ou chémo-polymérisation) est représentative des premières générations de composites. Elle n'est actuellement utilisée que pour la reconstruction de faux moignons sur dents dépulpées.

##### 3.4.3.1.2 La photo-polymérisation

Inventée dans les années 70, elle se déclenche par rayonnement U.V. Elle évolue rapidement vers la possibilité d'utiliser la lumière du jour.

Actuellement, des expériences sont faites sur l'utilisation du L.A.S.E.R. comme moyen de polymérisation. [29]

##### 3.4.3.1.3 La polymérisation duale

La possibilité d'utiliser des résines duales permet une polymérisation complète du composite.

#### 3.4.3.2 Classification selon la composition

Les composites se différencient surtout en fonction de leur composition en charges inorganiques : le type, la taille, le pourcentage en charges et surtout le volume sont autant de facteurs qui influencent la nature du composite et ses propriétés.

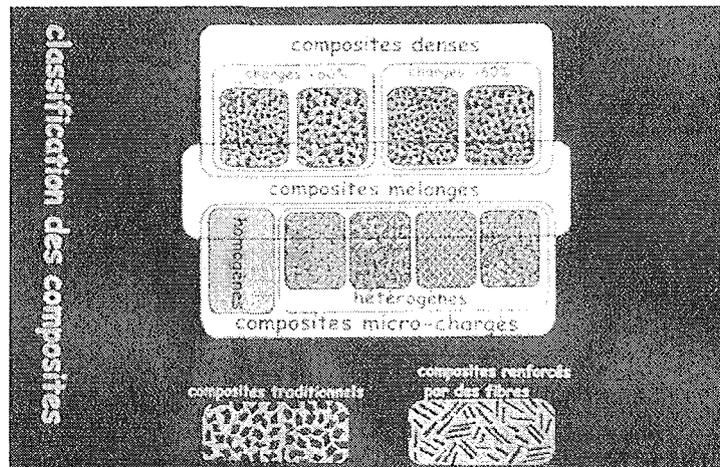


Schéma de WILLEMS. Classification des composites.

Figure 13 : Première classification des composites selon la taille des particules. [95]

#### 3.4.3.2.1 Les composites conventionnels, ou traditionnels

Ou composites de première génération, ils sont composés de macro-particules anguleuses de même diamètre de 8 à 100 $\mu\text{m}$  (1 à 5 $\mu\text{m}$  pour les produits les plus récents), ils sont dits uni modaux.

Le pourcentage en poids, bien que moins révélateur des propriétés du matériau que la fraction volumique, est de 40 à 60%, mais la répartition des charges est telle qu'ils sont peu résistants à l'abrasion et aux problèmes d'usure. De plus l'esthétique est négligeable par rapport aux composites actuels, c'est pourquoi ils ont été abandonnés.

#### 3.4.3.2.2 Les composites micro-chargeés

De type uni modal, les composites « M.F.R » (Micro Filled Resin) comportent un taux de charges limité (36 à 52% en volume) pour conserver au mieux les propriétés optiques et l'état de surface et pour limiter la valeur de la viscosité. [95]

Les charges qui les composent sont des particules minérales micro colloïdales de silice pyrogène de 0,04 à 0,07  $\mu\text{m}$  de diamètre enrobés d'une matrice organiques : ce sont des charges organo-minérales.

Ils sont relativement desservis en raison d'une contraction de polymérisation excessive ainsi qu'une solubilité et une absorption hydrique multipliée par quatre. Par contre, ils présentent de nombreuses améliorations tel qu'un état de surface de qualité et un meilleur ancrage des charges dans la matrice d'après ROTH [84], et FAUCHER et coll. en 1983 [33].

Leur indication est restreinte aux restaurations antérieures.

#### 3.4.3.2.3 Les composites hybrides

Les composites hybrides sont les premiers systèmes bimodaux : des micro-charges de silice colloïdale de l'ordre de  $0,04\mu\text{m}$  et des charges de verre dont la taille est comprise entre 1 et  $30\mu\text{m}$ . Ils possèdent un taux de charge pouvant aller jusqu'à 80% en poids.

Ils sont indiqués pour les reconstitutions de dents postérieures sauf pour de grosses cavités de type I et II du fait de leur résistance à l'usure moindre par rapport aux amalgames.

Le compromis entre l'esthétique et les propriétés mécaniques est potentialisé avec les recherches de MEYER en 1978 [29].

Les composites hybrides de dernière génération sont encore indiqués dans la reconstruction des dents postérieures.

#### 3.4.3.2.4 Les composites micro-hybrides

Ils résultent de nombreuses années de recherches pour remplacer les amalgames. Ils présentent un fort taux de charges (50-70% en volume). Ils sont bimodaux [29,95] : des micro-charges de silice colloïdale de  $0,04\mu\text{m}$  et charges de verre adoucies, mieux réparties et de taille diminuée (entre 0,1 et  $3\mu\text{m}$ ), permettant une résistance à l'usure augmentée.

Ils sont aussi appelés composites universels en raison de leur indication étendue à tous les types de restaurations en méthode directe.

Les recherches les plus récentes sur les composites micro-hybrides ont abouti à des composites dotés d'un fort potentiel esthétiques avec des teintes email translucides et des teintes dentines plus opaques qui donnent tout leur potentiel s'ils sont utilisés avec la technique de stratification de VANINI et DIETSCHI. [39]

Nous ne nous attarderons pas sur les ceromers, et les ormocers qui ne sont qu'une amélioration des composites micro-hybrides par apport de nouvelles charges et une innovation dans la matrice.

#### 3.4.3.2.5 Les composites à charges hétérogènes

Ils sont indiqués dans la réalisation de restaurations postérieures comprenant la reconstitution de points de contact et de crêtes marginales. Des charges de verre plus volumineuses (Alert®) ou des fibres contenant des particules sphériques de borosilicate (Surefil®) sont incorporées pour augmenter les propriétés mécaniques et obtenir une viscosité telle que ces matériaux deviennent condensables de la même manière que les amalgames.

### 3.4.3.3 Classification clinique

Pour un souci pratique, une classification clinique a été également proposée :

#### 3.4.3.3.1 Les composites fluides

Les composites fluides sont des composites micro-hybrides dont le taux de charge n'excède pas 40% en volume. [40] Il en résulte une excellente mouillabilité mais un retrait de polymérisation excessif qui les oriente vers une utilisation limitée aux fonds de cavité et aux microcavités.

#### 3.4.3.3.2 Les composites de consistance traditionnelle

Ils représentent la majeure partie des composites actuels, et sont d'indications étendues aux dents antérieures et postérieures à condition que le point de contact et les crêtes marginales ne soient pas à reconstituer.

#### 3.4.3.3.3 Les composites compactables

Ce sont généralement des composites à charges hétérogènes mais certains auteurs les considèrent comme des composites micro-hybrides [40]. Leurs charges sont augmentées (supérieures à 80%) dans certains cas, et dans d'autres, la matrice est modifiée, comme pour le P60® où il s'agit de monomères de haut poids moléculaire [95]. Ces modifications vont permettre d'augmenter la viscosité et réduire le retrait de polymérisation (1%), faisant de ces matériaux des composites compactables avec des propriétés mécaniques proches des amalgames.

### 3.4.3.4 Les composites et dérivés qui ne sont pas répertoriés dans les classifications ci-dessous

#### 3.4.3.4.1 Les compomères

Apparus depuis 1994-1995 [27,29], les compomères sont issus de la technologie des composites et des verres ionomères, mais ne doivent être confondus avec les verres ionomères modifiés par adjonction de résine (ou CVI hybrides). En effet, ce sont des composites comportant des charges de verres de fluoro-alumino-silicate actifs et inactifs, et une matrice résineuse type poly méthacrylate modifiée par adjonction d'acides contrairement aux CVI hybrides. La réaction de prise est duale et se fait par polymérisation des radicaux libres et par réaction acide/base.

Ils accumulent les inconvénients des deux produits : une résistance moindre par rapport aux composites, la nécessité de procéder à un système adhésif et une sensibilité à l'absorption hydrique, un relargage trop peu important de fluor non compensé par une recharge trop faible lors d'apports topiques de fluor.

Cependant, l'évolution des compomères s'est faite en parallèle avec l'évolution des composites : le Compoglass® est né de la recherche sur la nanotechnologie des charges et possède des propriétés supérieures à ses prédécesseurs.

#### 3.4.3.4.2 Les composites de laboratoire

Ce sont des composites micro-hybrides à haute densité de charge et leur particularité réside dans l'utilisation d'une phase de post-polymérisation pour obtenir une conversion totale et améliorer les propriétés mécaniques.

D'autre part, ces composites contiennent des fibres de verre pour les renforcer d'avantage.

### 3.4.4 Composition

#### 3.4.4.1 La matrice

La matrice, de nature organique dans la majeure partie des cas, est composée d'une résine matricielle, d'abaisseurs de viscosité, d'agents de polymérisation et d'inhibiteurs de prise.

La résine matricielle est généralement à base de BIS-GMA, dérivé du bisphénol A depuis les recherches de BOWEN sur les époxydes. Il représente l'élément de base de la plupart des composites classiques et micro-chargés.

Les polyuréthanes méthacrylates sont rencontrés dans les composites de dernières générations pour leur plus faible viscosité.

Des abaisseurs de viscosités plus spécifiques sont également ajoutés à la formule de BOWEN en vue d'obtenir une viscosité compatible à l'usage dentaire comme le BIS-MA (bisphénol méthacrylate), résultat de la réaction entre le bisphénol A et l'acide méthacrylique, ou encore le TEDMA (triéthylène diméthacrylate de glycol).

Les matrices alternatives à la formule de BOWEN sont proposées par LEE, MASUHARA, et FISCHER. LEE fait réagir le bisphénol A avec l'épichlorhydrine pour obtenir une molécule

époxy qu'il fait copolymériser avec un diacrylate aliphatique. La matrice obtenue possède un poids moléculaire plus élevé et une hydrophilie moins importante ce qui limite la rétraction de prise et réduit la biodégradabilité. Selon OGOLNIK, ils seraient les plus inertes chimiquement et de ce fait les moins toxiques [75,84]. Elle a été améliorée il y a peu, et donne au matériau une meilleure résistance mécanique et une plus faible absorption hydrique.

MASUHARA et FISCHER ont poussés leurs recherches vers les polyméthacrylates [84]. Les principaux sont l'UDMA, le MMA (méthacrylate de méthyle), le MAA (acide méthacrylique), le TEDMA et l'EDMA (éthylène glycol diméthacrylate).

Les dernières matrices à voir le jour sont : la matrice polycarboxylate ou polycarbonate selon les auteurs (le PCDMA) qui confère une grande translucidité en conservant de bonnes propriétés mécaniques que l'on retrouve dans Conquest® et la matrice polyvinylsiloxane récemment utilisée dans l'Ormocer Définité®.

Les agents de polymérisation ajoutés à la résine sont différents selon le mode de polymérisation. Pour les premières résines composites chémo-polymérisables type pâte-pâte, la polymérisation se déclenche par mise en relation d'un activateur et d'un amorceur qui va se décomposer en radicaux libres et initier la réaction de la résine appelée plastomère (uniquement des monomères) en polymère. Le plus souvent l'activateur est une amine tertiaire, mais il peut être remplacé par le tri-N-butyl borane (TNBB) ou le 4 Meta [84].

L'amorceur est généralement le peroxyde de benzoyle.

Pour les composites photopolymérisables, les amorceurs doivent être photosensibles : la diacéthyle camphroquinone aura besoin d'une amine tertiaire comme activateur pour libérer des radicaux libres.

Enfin, on ajoutera un inhibiteur de prise pour éviter la polymérisation spontanée une fois le processus enclenché. Les dérivés du phénol font office d'inhibiteurs et seront utilisés à cet effet, c'est pourquoi les composites ne doivent pas être polymérisés en présence de ciments à base de phénol comme l'IRM ou encore le ciment ZOE.

#### 3.4.4.2 Les charges

A la matrice sont rajoutées des charges de taille, de forme, de nature et en nombre variables. Elles assurent la résistance à la dégradation, les propriétés optiques, l'aptitude au polissage, une diminution de la solubilité et du retrait de polymérisation.

Les charges minérales à base de silice sont fabriquées de deux façon selon le type de charges recherchées : le broyage va permettre d'obtenir des charges anguleuses de diamètre important (0,1 à 100µm) appelée macro-charges, et la pyrolyse nous donnera des charges sphériques de l'ordre de 0,04 à 0,07 µm appelées micro-charges.

Les charges que comportent les composites sont d'origine minérale la plus part du temps, mais l'on peut rencontrer également des charges organiques et organo-minérales. Les charges minérales sont à base de silice sous forme cristallines (quartz) elles même divisées en macro-charges et micro-charges, ou sous formes moins dures et moins résistantes (verre). Ces dernières se trouvent sous forme de verre de borosilicate, de verres de céramiques (récemment introduites dans les ceromers par exemple), lithium/aluminium, baryum/aluminium, strontium/aluminium.

Les charges organiques sont récentes et de même nature que la résine matricielle mais prépolymérisées ; elles diminuent la rétraction et donnent une certaine homogénéité ainsi que des facultés de polissage au composite mais si elles sont majoritaires dans le matériau, elles empêcherons le contrôle radiographique comme pour le composite Métafil CX®. Les charges organo-minérales sont un noyau minéral de silice pyrolytique (ou silice colloïdale pyrogène) enrobé d'une matrice organique pré- polymérisée. Ce type de charge est arrivé avec les composites de troisième génération (les composites micro- chargés) et va permettre une liaison plus efficace avec la matrice car elles ne peuvent plus être mises à nu. Ainsi les charges organo-minérales vont fournir au composite une meilleure résistance à l'abrasion.

Des métaux lourds sont incorporés aux charges en vue d'obtenir une image radio-opaque plus adaptée au contrôle radiographique du matériau d'obturation comme par exemple l'étain, le titane, le niobium [75] ou encore le baryum, le strontium et le zirconium.

Le taux de charges et leur granulométrie vont nous renseigner sur les performances du composite. Le taux de charges est mesuré en fraction volumique ou en fraction massique qu'il convient de distinguer. Plus il est élevé, meilleur seront les propriétés mécaniques et le retrait de polymérisation du matériau sera diminué. Cependant, l'augmentation excessive du taux de charge a pour conséquence d'augmenter la viscosité. Selon les indications, on jouera sur la proportion de charges pour augmenter ou diminuer la viscosité : les composites compactables ont un taux élevé pour la raison évidente de les condenser à l'aide de fouloirs contrairement aux composites fluides qui sont utilisés pour leur excellente mouillabilité, ou encore aux composites micro-chargés (souvent de consistance traditionnelle, légèrement plus fluides que les composites conventionnels) qui sont indiqués pour la restauration des dents antérieurs.

La granulométrie des charges détermine directement les propriétés des composites. Par exemple, l'aptitude au polissage est inversement proportionnelle à la taille des particules. De plus la granulométrie ainsi que la nature des charges va nous permettre de classer les composites.

La technique de VANINI et DIETSCHI, qui consiste à reconstituer la dent par stratification dite anatomique [39], n'est permise que grâce à l'apport de charges introduites en même temps que les composites micro- chargés : les aéroseals. Ces charges, actuellement utilisées sous forme organo-minérales exclusivement, sont translucides et permettent de reconstituer l'émail et la dentine avec un aspect esthétique incomparable.

L'évolution actuelle tend à diminuer le plus possible la taille des charges de silice (de l'ordre du nanomètre, on parle de nano charges) en vue d'obtenir de meilleures propriétés esthétiques tout en augmenter le taux de charges avec une meilleure répartition dans la matrice pour améliorer les propriétés mécaniques. L'exception est faite pour les composites de laboratoires et les composites postérieurs par apport de charges volumineuses poreuses ou sous forme fibrées.

#### 3.4.4.3 L'agent de couplage

Les composites des premières générations avaient une insuffisance de liaison matrice/charges, lié à la taille et à la forme des charges qui les composaient, ce qui rendait ces matériaux peu résistants à l'usure par abrasion et donnait un mauvais état de surface. Pourtant ces matériaux présentaient déjà un agent de couplage type silanique en vue de remédier à ce problème. Depuis, les composites ont énormément évolués et l'agent de couplage est devenu organo-minéral.

La technique de traitement avec des organo-silanes, des aryloxy-silanes ou encore des halogéno-silanes (par exemple le tri-éthoxyvinyl silane) est appelée ensimage. Elle est destinée à obtenir la cohésion des charges à la matrice de façon mécanique, par infiltration dans les accidents de surface, et chimique, par des liaisons fortes de type covalente, ionique.

### 3.4.5 Réaction de prise

Les polymères sont composés d'un grand nombre d'unités fondamentales : les monomères. Le polymère n'obtient son nom qu'après réaction, il est dénommé plastomère avant polymérisation et n'est que la somme des monomères.

#### 3.4.5.1 Amorçage

La réaction se fait grâce à un amorceur qui va générer des radicaux libres sous l'action de d'un activateur (photon ou chimique).

#### 3.4.5.2 Propagation

Les radicaux libres vont réagir avec les monomères pour débiter la croissance du polymère.

#### 3.4.5.3 Terminaison

Rencontre et désactivation deux à deux des radicaux libres propagateurs.

### 3.4.6 Propriétés

#### 3.4.6.1 Propriétés physico-chimiques

##### 3.4.6.1.1 Adhérence et adhésion

« L'adhérence représente la résistance que présentent les corps solides assemblés par leurs interfaces, aux forces qui tendent à les séparer. » (POISSON) [75]

L'adhésion désigne la force qui s'oppose à la séparation de deux corps mis en contact.

Nous avons trois types d'adhésions : les adhésions mécanique, physique et chimique.

L'adhésion mécanique des composites est macroscopique par imprégnation du matériau aux aspérités de surface lié au fraisage ainsi que la forme de la cavité. Depuis les travaux de BUONOCORE sur le mordantage de l'émail en 1955, on parle également d'adhérence micro-mécanique qui augmente la mouillabilité du substrat dentaire.

L'adhésion physique dépend de la mouillabilité des tissus dentaires, proportionnelle à leur énergie de surface, et de la mouillance du matériau d'obturation, inversement proportionnelle à sa tension superficielle. L'équation de DUPRE définit les possibilités de mouillage. La

viscosité n'interviendra que pour la cinétique d'étalement mais il est tout de même conseillé qu'elle soit la plus basse possible.

L'adhésion chimique se fait par des liaisons ioniques ou covalentes entre l'adhésif et les tissus dentaires. La chélation directe du calcium par le matériau composite a été recherchée par LEE, BOWEN, MASUHARA et FISHER sans obtenir le succès escompté [84].

#### 3.4.6.1.2 Retrait de polymérisation

Le retrait volumique des derniers composites est de l'ordre de 2 à 3% pour 5% pour la formule de BOWEN. Il est dû à la polymérisation du plastomère, qui possède des liaisons intermoléculaires de grande distance (4 Å) en polymère à liaisons fortes et de faible distance (1.9 Å). Une contraction globale du matériau s'observe à l'échelle macroscopique.

La rétraction est limitée, en clinique, par un apport et une polymérisation en couche par couche (facteur C).

Pour diminuer le retrait, les études se sont portées sur l'augmentation du taux de charges, vers l'augmentation de matrice pré polymérisée ou encore vers l'utilisation de polymères annulaires ou de polymères de hauts poids moléculaires. [74]

#### 3.4.6.1.3 Dilatation et conductivité thermique

Le coefficient de dilatation thermique moyen pour une résine composite est de  $30.10^{-6}$  /°C pour 11,4.10<sup>-6</sup> /°C pour l'émail et 8,3.10<sup>-6</sup> /°C pour la dentine. Il est beaucoup plus élevé pour les composites micro-chargés [29], jusqu'à la valeur extrême de 110.10<sup>-6</sup>/°C pour les composites fluides.

L'obturation subit une perte d'étanchéité sous l'effet répété des contraintes thermiques dans le cas d'un coefficient trop éloigné de celui des tissus dentaires.

La conductivité thermique des composites est faible comparé aux matériaux d'obturation métalliques.

#### 3.4.6.1.4 Absorption hydrique et solubilité

Ces paramètres varient surtout pendant les premières heures et influencent la coloration du matériau. La dilatation qui découle directement de l'absorption hydrique permet de compenser la contraction de prise mais elle est excessive et l'emporte sur la contraction initiale. Pour les composites micro-chargés, par exemple, l'absorption hydrique est trop importante [29] et peut provoquer des colorations secondaires.

De plus, l'expansion provoque une chute des propriétés mécaniques. La solubilité des composites traditionnels et hybrides est de l'ordre de 0,25mg/cm<sup>2</sup> mais elle est quatre fois supérieure pour les composites micro-chargés en particulier si ils possèdent des charges organo-minérales.

### 3.4.6.2 Les propriétés mécaniques

#### 3.4.6.2.1 Résistance à la compression, à la traction, à la flexion et au cisaillement

Les matériaux composites sont moins résistants à la traction qu'à la compression du fait de leur caractère hétérogène. La résistance à la compression des composites varie en fonction de la répartition des charges minérales, de leur granulométrie ainsi que leur taux. Les composites récents ont des propriétés mécaniques satisfaisantes avec des valeurs de résistance à la traction, compression, et flexion proches de celles des amalgames.

Selon les recherches de REINHARDT et coll. en 1978 ainsi que les travaux de TOLLEY et coll. en 1977, les composites micro-chargés offrent une excellente résistance à l'abrasion et à la compression [29] ce qui contraint leur utilisation en couches plus fines mais qui permet d'effectuer des longs biseaux sur l'émail [84].

Certains facteurs ont un effet néfaste sur la résistance du matériau composite :

- Si la polymérisation n'est pas complète, le matériau sera moins résistant ;
- Les plastifiant (ou fluidifiants) de la matrice ;
- Si la taille des charges est trop petite, la résistance diminue.

#### 3.4.6.2.2 Coefficient d'élasticité

Plus le module d'élasticité de YOUNG est bas, et plus le matériau pourra résister aux forces occlusales. Cependant, si le module d'élasticité est trop bas, des fissures pourront apparaître au niveau de l'interface. C'est pourquoi le coefficient d'élasticité doit être relativement proche de celui de l'émail.

#### 3.4.6.2.3 Résistance à l'usure

La résistance à l'usure des composites traditionnels était très importante, tandis que celle des composites de dernières générations est comparable à celle des amalgames pendant la première année puis s'usent plus rapidement. Le vieillissement des matériaux traduit

directement le degré d'usure ainsi que les possibles discolorations que peut subir les composites.

La résistance à l'abrasion est liée aux défauts de surface, aux bulles d'air incluses dans le composite, aux défauts d'insertion ainsi qu'à une polymérisation incomplète.

Au niveau moléculaire, la matrice subit une usure plus rapide que les charges. L'agent de couplage peut s'hydrolyser.

L'A.D.A. doit donner son aval à l'acceptation de mise sur le marché des composites. Pour cela, ceux-ci ne doivent pas avoir une usure plus importante que 50µm par an, usure qui correspond à celle de l'émail.

#### 3.4.6.3 Les propriétés optiques et radiographiques

Les propriétés optiques des matériaux dépendent de la nature et de la granulométrie des charges, ainsi en jouant sur le type de charges, on pourra obtenir un indice de réfraction proche de celui de la dent.

Le comportement optique d'un matériau est défini par la réflexion, la diffraction et l'absorption des photons de la lumière.

La réflexion de la lumière est fonction de l'angle d'incidence et donc pour obtenir des propriétés optiques satisfaisantes, il faut reconstituer la forme au mieux. Le photomimétisme et la photoluminescence sont liés à la réflexion de la lumière, avec une longueur d'onde différente du rayon incident et nous donne la fluorescence du matériau.

La diffraction des photons est liée aux irrégularités de surface du matériau et donc dépend de la granulométrie des charges. En effet, plus les charges sont petites et meilleur sera le rendu esthétique de part leur possibilité de polissage et le bon état de surface qu'elles procurent au matériau.

L'absorption d'une certaine longueur d'onde nous donne la couleur du matériau. On peut, à cet effet, ajouter des métaux lourds pour colorer les composites.

#### 3.4.6.4 Les propriétés biologiques

Les résines acryliques et les composites traditionnels étaient très agressifs pour le complexe pulpodentaire, il fallait leur adjoindre un fond de cavité. La biocompatibilité des résines composites actuelles est acceptable mais le problème est le pourcentage non négligeable de personnes allergiques.

## 3.5 Les céramiques dentaires

### 3.5.1 Définition

Les céramiques sont des matériaux inorganiques non métalliques, composés d'oxydes et mis en forme à haute température dont la consolidation fait appel à un frittage [74,78].

### 3.5.2 Classification des céramiques

#### 3.5.2.1 Ancienne classification selon la température de fusion

La classification de SADOUN M. en 1995 [78], nous donne quatre types de céramiques :

- Les céramiques haute fusion

Elles ne sont indiquées que pour la confection de dents artificielles en prothèse adjointe. Leur température de fusion se situe dans l'intervalle 1280 à 1390°C.

- Les céramiques moyenne fusion

Elles permettent la confection de jackets sur matrice de platine ou sur revêtement. Leur température de fusion se situe entre 1090 et 1260°C.

- Les céramiques basses fusion

Elles furent conçues pour la réalisation de couronnes céramométalliques par émaillage des métaux. La température de fusion doit être proche de celle des métaux employés à cet essient : entre 870 et 1065°C.

- Les céramiques très basse fusion

En fonction du coefficient de dilatation thermique, elles servent dans l'émaillage du titane de l'or et la confection sur revêtement d'inlays, onlays. La température de fusion est comprise dans l'intervalle de 660 à 780°C. Leur originalité vient de l'incorporation d'ions hydroxydes dans la phase vitreuse et leur absence de phase cristalline, elles sont appelées céramiques LFC. (Ex : Duceram LFC®, duceragold).

Puis en association avec FERRARI, SADOUN proposa une nouvelle classification en raison de ses constatations sur la variation des propriétés des céramiques selon trois facteurs : leur composition chimique, leur structure et leur procédé de mise en forme. [78]

### 3.5.2.2 Classification selon la nature chimique

#### 3.5.2.2.1 Les céramiques feldspathiques

Servant à l'émaillage des couronnes céramométalliques dans leurs premières utilisations, les céramiques feldspathiques connurent des améliorations par adjonction de leucite, renforçant ainsi leurs propriétés mécaniques et pouvant être utilisées sans armature. L'ajout d'oxyde de zirconium permet également de renforcer ce type de céramiques.

#### 3.5.2.2.2 Les céramiques alumineuses

Le constituant principal est l'alumine ( $Al_2O_3$ ), il augmente les propriétés mécaniques. Selon la teneur en alumine, on distingue différents procédés :

- Jacket de Mc LEAN contient 40% d'alumine
- Cérestore® et All Ceram® en contiennent 65%
- In-Céram® : 85% avec la possibilité de remplacer l'alumine par une spinelle d'aluminate de magnésium pour augmenter la translucidité ou encore de l'oxyde de zirconium pour augmenter les propriétés mécaniques.
- Procera® : 90% au moins, pouvant atteindre les 98%.

#### 3.5.2.2.3 Les vitrocéramiques

Ce sont des matériaux essentiellement composés d'oxydes, mis en forme à l'état de verre par fonderie à cire perdue et qui sont cristallisés par traitement thermique puis maquillés par une céramique colorée de surface. Elles comportent des matériaux de nature chimique différente :

- Apatite : dans le procédé Céraparl®
- Micatétrahydrofluorosilicate : céramique obtenue dont la structure cristalline est de type mica (feuilletés superposés). C'est le cas du système Dicor®.
- Spinelle
- Zircone

### 3.5.2.3 Classification selon la microstructure

La microstructure des céramiques est généralement biphasée: une phase vitreuse et une phase cristalline. Plus la phase cristalline est en proportion importante et plus les propriétés mécaniques sont importantes. On distingue deux microstructures différentes en fonction de la place de chacune des phases dans le matériau.

#### 3.5.2.3.1 Matrice vitreuse avec charges cristallines dispersées

Elle sert de liant aux charges cristallines dispersées. Les particules cristallines sont sous forme de grains de taille et de géométrie différentes.

#### 3.5.2.3.2 Matrice cristalline avec phase vitreuse infiltrée

Cette microstructure permet d'avoir des matériaux aux propriétés mécaniques importantes en raison de la phase cristalline qui sert de squelette, surtout s'il s'agit de céramique alumineuse ou encore mieux de zircon. C'est le cas du système In-Céram® mis au point par SADOON.

### 3.5.2.4 Classification selon le procédé de mise en forme

#### 3.5.2.4.1 Avec support métallique

##### - Sur feuille

Une feuille d'or ou une matrice de platine oxydée permettait dans les premiers temps de monter la céramique feldspathique dans les techniques d'émaillage pour couronnes céramométalliques (C.C.M.). Des tentatives d'inlays, onlays céramométalliques furent même proposés dans les années 60. Mais elles furent vite abandonnées.

##### - La technique de coulée à la cire perdue

Technique la plus utilisée, elle permet l'utilisation d'alliages comme support.

#### 3.5.2.4.2 Sans support métallique

Grâce à l'amélioration des propriétés mécaniques des céramiques, avec entre autre l'apport de leucite dans les céramiques feldspathiques, les reconstructions prothétiques purent se monter sans l'aide d'un support métallique et permit d'introniser les inlays, onlays dans la pratique courante.

##### - Céramiques cuites sur revêtement

Une armature en céramique feldspathique est créée sur un modèle positif unitaire en matériau réfractaire, c'est le noyau dur. Puis une céramique feldspathique, généralement à haute teneur en leucite, est montée. C'est le cas des systèmes Hi-Céram® et Biodent®.

Ils sont souvent utilisés dans les techniques d'inlays, onlays céramiques.

##### - Céramiques pressées

L'injection de la céramique peut se faire à basse température (180°C), c'est le cas du système Cérestore®, ou encore à haute température (1100°C) comme les procédés Empress®.

- Céramiques coulées

Elles correspondent aux vitrocéramiques coulées par fonderie à cire perdue.

- Céramiques infiltrées

Ce sont des céramiques frittées puis infiltrées secondairement par un verre.

Le procédé In-Céram® utilise ce moyen de mise en forme.

- Céramiques usinées

Il correspond à tous les systèmes de dernières générations, les céramiques mises en forme des diverses manières vues ci-dessus servent à la réalisation de blocs de céramiques qui seront ensuite usinés à partir d'une image optique (rayon laser) à l'aide d'une assistance par ordinateur : la C.F.A.O. comme pour les systèmes Cerec3® et Procera®. On peut également lire le die (ou encore une maquette en composite) par un procédé mécanique à l'aide d'un palpeur dont le pilotage par ordinateur n'est pas nécessaire comme dans le procédé Celay®.

Il est à noter que le système Procera® est un des rares systèmes à ne pas être accessible dans la confection d'inlays, onlays car la station Procera® en Suède n'en réalise pas.

### 3.5.3 Composition

#### 3.5.3.1 Composition physique

Les poudres de céramique feldspathiques modernes contiennent des grains de diamètre de 4 à 10µm pour 7 à 70µm dans les céramiques traditionnelles. Cet affinage du grain fut permis par cuisson sous vide ou sous atmosphère à gaz raréfié. Elle permet de diminuer la porosité de 4,5% à 0,1%.

La granulométrie varie avec la composition chimique ainsi qu'avec le procédé de mise en forme :

- les céramiques alumineuses possèdent une granulométrie différente avec des particules d'alumine entre 2,5 et 40µm.
- les céramiques feldspathiques renforcées présentent des cristaux de leucite mesurant 1 à 5µm dans le procédé Empress® et des cristaux de silicate de lithium de 0,5 à 4µm pour sa deuxième version [78]
- le système In-Céram® contient des particules d'alumines de 0,5 à 3,5µm

### 3.5.3.2 Composition minéralogique

Les céramiques dentaires sont biphasées, elles sont divisées en une phase cristalline et une phase vitreuse.

#### 3.5.3.2.1 La phase cristalline

Les minéraux de la phase cristalline vont permettre le modelage, l'opacification et le renfort de la structure, ils donnent aussi le caractère réfractaire au matériau par leur température de fusion comprise entre 1700°C à 1800°C. Ce sont l'argile (kaolin) et le quartz qui sont à hauteur de 5% chacun. Les argiles ne sont quasiment plus utilisées dans les néo-céramiques.

- Le Quartz :  $\text{SiO}_2$

Il représente une des formes de la silice. La structure tridimensionnelle du quartz contient des tétraèdres composés d'un atome de silice pour quatre d'oxygènes, eux même communs à deux tétraèdres.

- Le Kaolin (phyllosilicate) :  $\text{Al}_2\text{O}_3, 2\text{SiO}_2, 3\text{H}_2\text{O}$

Ils résultent d'une réaction d'atmosphérisation des feldspaths, ce sont des aluminosilicates hydratés. Ils ne sont plus utilisés dans les céramiques modernes, c'est pourquoi elles ne peuvent être désignées comme des porcelaines mais comme des verres feldspathiques chargés de quartz.

#### 3.5.3.2.2 La phase vitreuse

Elle est composée de feldspaths (albite et orthose) et felspathoïdes (néphérine et leucite). Les feldspaths sont des aluminosilicates et sont de deux types :

- Les feldspaths potassiques, ou orthose :  $\text{K}_2\text{Al}_2\text{O}_36\text{SiO}_2$
- Les feldspaths sodiques, ou albite :  $\text{Na}_2\text{Al}_2\text{O}_36\text{SiO}_2$

Le rapport Na/K joue un rôle dans la température de fusion et la viscosité de la céramique. L'orthose se transforme partiellement en leucite lors du refroidissement à partir de 1150°C. Ces composés vont jouer sur la translucidité du produit fini et vont permettre d'abaisser la température de fusion.

### 3.5.3.3 Composition chimique

- Les céramiques traditionnelles sont composées d'oxydes principaux :
  - la silice ou oxyde de silicium :  $\text{SiO}_2$

Il s'agit du constituant majeur de la matrice vitreuse (sauf pour le système In-Céram® entre autre qui possède une matrice cristalline d'alumine). Elle représente 52 à 61% du matériau.

Dans les différents systèmes utilisant des céramiques modernes, la silice peut se trouver à des pourcentages plus bas, comme dans Céraparl® où elle ne représente que 32%, et à des pourcentages plus élevés comme dans le procédé Dicor® où elle peut atteindre 65%.

Elle se trouve hydrolysée dans les céramiques LFC nommée pour cette raison céramiques hydrothermales dans la littérature.

- L'alumine, oxyde d'aluminium :  $Al_2O_3$

Il est minoritaire dans la phase vitreuse avec 11.5 à 15% de la céramique, mais peut se trouver sous forme dispersée dans la phase cristalline. C'est le cas de l'alumine  $\alpha$ , ou corindon, dont la proportion représente en moyenne 22%, et ne devant pas dépasser les 45% pour éviter d'avoir une température de fusion trop haute, rendant la céramique incompatible avec les fours habituels.

Cependant, les céramiques alumineuses, comme celles utilisées dans la confection des chapes (selon la technique « *slip-cast* ») contiennent des pourcentages beaucoup plus importants d'alumine allant jusqu'à 98% dans le système Procera®.

- Des oxydes modificateurs entrent dans la composition des céramiques :

Ce sont des alcalins et des alcalinoterreux. Ils comprennent des cations monovalents comme  $Na_2O$ ,  $K_2O$ ,  $Li_2O$  ou encore des oxydes de cations divalents  $BaO$ ,  $CaO$ ,  $MgO$ . Ils permettent de modifier la phase vitreuse et abaissent la température de fusion ou encore améliorent les caractéristiques de la matrice. Ils représentent 14 à 17.5% en poids de la céramique.

- Les oxydes mineurs sont représentés par les fondants, les colorants et les opacifiants

- Les fondants

L'anhydride borique ( $B_2O_3$ ) et le borate de sodium diminuent la température de fusion et la tension superficielle. De plus le bore est vitrifiant.

- Les opacifiants

Ce sont des néocéramiques à hauteur de 10%, ils sont surtout utilisés dans les poudres pour C.C.M.

- Les colorants

On adjoint des oxydes de métaux de transition, des aluminates et des phosphates pour obtenir les teintes désirées. Il s'agit du bioxyde de titane ( $TiO_2$ ) ou encore de l'oxyde de vanadium ( $V_2O_5$ ) pour le jaune ; du phosphate de fer ou de l'oxyde de nickel ( $NiO_2$ ) pour le gris ; de

l'aluminat de cobalt pour le bleu ; de l'oxyde ferrique pour le marron ; du chlorure d'or ou un aluminat de chrome pour le rose ; de l'argent pour l'orange ; et de l'oxyde de chrome ou uranium pour le vert.

On peut également trouver dans les céramiques modernes des oxydes de terre rares qui donnent la fluorescence. Il s'agit de l'oxyde de cérium ( $Ce_{3+}$ ), de praséodyme ( $Pr_{3+}$ ), de dysprosium ( $Dy_{3+}$ ) et de samarium ( $Sm_{3+}$ )

- Les néocéramiques

On les trouve dans la phase cristalline à hauteur de 6 à 15%

Certaines céramiques contiennent de nouveaux composés comme le corindon, dans la céramique alumineuse de Mc LEAN. Les poudres céramiques furent renforcées en spinelle, en cristal de sanidine ( $KAlSi_3O_8$ ), en leucite, en alumine et en zircone selon les indications. L'alumine fut également remplacée par de la spinelle d'aluminat de magnésium en vue d'améliorer la translucidité.

- Des plastifiants hydrosolubles sont ajoutés pour faciliter la mise en forme

Il s'agit d'agents de modelage comme l'alginate, le sucre, l'amidon, le chlorure de polyvinyle. On peut également trouver d'autres plastifiants comme dans le procédé Cerestore® qui contient de la résine de silicone, du stéarate de calcium et de l'accrawax.

### 3.5.4 Fabrication industrielle et mise en forme des céramiques feldspathiques

La fabrication des poudres céramiques se fait par broyage des éléments et mélange avec de l'eau. La pâte ainsi obtenue est frittée à  $1300^{\circ}C$  (en dessous de la température de fusion), entraînant une vitrification partielle. Les colorants et agents de modelage sont ajoutées à la fritte réduite en poudre permettant d'obtenir la poudre de céramique.

La fabrication de la poudre étant terminée, le travail de laboratoire peut commencer. La poudre est mélangée à de l'eau et densifiée par vibration, par lissage ou encore aux ultrasons pour permettre un réarrangement des grains. Le séchage de la pâte obtenue est réalisé à la porte du four, juste avant le frittage.

La cuisson s'effectue sous vide, le premier temps de frittage de 600 à 960-1050°C, dit en phase liquide, va permettre à la phase vitreuse de mouiller les particules cristallines et donner lieu à un nouvel arrangement des grains.

La phase suivante est caractérisée par la dissolution de la phase cristalline dans la phase liquide qui se sature rapidement et fait précipiter la phase cristalline.

La solidification est obtenue par trempe à l'air et se traduit par l'apparition de distorsions. Le refroidissement brutal entraîne des contraintes de compression, augmentant ainsi la résistance à la rupture.

Puis le glaçage est réalisé par vitrification en surface ou en adjoignant un verre de surface.

### 3.5.5 Propriétés

#### 3.5.5.1 Propriétés mécaniques

Les céramiques sont des matériaux à rupture fragile, n'acceptant pas de déformation plastique en raison des liaisons covalentes qui ne permettent pas de distorsions par glissement. Depuis la théorie de GRIFFITH, il est admis que leur fragilité est principalement liée aux craquelures, fissures et défautuosité de surface et leur propagation jusqu'à la rupture [74].

Les propriétés mécaniques sont influencées par :

- le taux de porosité lui-même dépendant de la technique de densification (condensation par vibration, ultrason, lissage) et de la cuisson sous vide (atmosphère sous 0.1% au lieu de 4.5% diminue les porosités).
- la température de cuisson et la durée des paliers : au-delà d'un certain palier, la résistance n'augmente plus puis diminue par vitrification de la phase cristalline.
- L'état de surface qui passe par le glaçage ou encore le polissage mécanique pour éviter les défauts de surface déclencheurs des fissures.

La résistance à la rupture en compression est importante, avec des valeurs comprises entre 350 et 500MPa.

Elle est améliorée avec les nouvelles céramiques :

- céramiques alumineuses : 500 à 600MPa (dans les formes pures rencontrées dans le système All Céram®)
- céramiques renforcées en leucite.
- céramiques renforcée en zircone : 750MPa

La résistance à la flexion en trois points est de 70MPa

Le module d'élasticité de Young est de 70GPa, un peu en dessous de celui de l'émail (80GPa en moyenne).

La dureté des céramiques est de 380 à 460 HVN (KHN)

Le potentiel d'abrasion est peu élevé sauf si le glaçage ou le polissage ne sont pas réalisés.

Ces deux dernières propriétés nous renseignent sur l'usure très faible des céramiques, et la prise en compte de l'usure naturelle de l'émail plus élevé nous met en garde sur le comportement occlusal des céramiques au long terme et les contre-indique formellement chez les patients atteints de bruxomanie.

L'effet des contraintes mécaniques sur les céramiques et sur l'émail, en raison d'un module d'élasticité élevé, va provoquer des fractures du matériau. Ainsi les reconstructions céramiques n'acceptent pas de problèmes d'occlusion.

#### 3.5.5.2 Propriétés physiques

Le coefficient de dilatation thermique des céramiques est compris entre 6,4 et  $7,8 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ .

La conductivité thermique est faible : avec 0,01J/s/cm<sup>2</sup> pour 2,97 J/s/cm<sup>2</sup> pour l'or et 0,023J/s/cm<sup>2</sup> pour l'amalgame.

Les propriétés optiques sont caractérisées par :

- L'absence de pouvoir réflecteur en raison de la liaison des oxydes qui ne possèdent pas d'électrons libres.
- L'absorption de la lumière incidente, dispersée par les porosités et les fissures. La cuisson sous vide limite ce phénomène.
- Le photomimétisme est lié à sa translucidité, le faisceau est transmis mais atténué et diffus. La phase vitreuse donne la translucidité et se trouve améliorée par l'incorporation de pigments fluorescents.

#### 3.5.5.3 Propriétés biologiques

L'effet des contraintes thermiques est minime en raison de la conductivité relativement faible, cependant si la technique ou la morphologie de la céramique est défectueuse, cet effet doit être pris en compte.

Les céramiques sont plus stables vis-à-vis de leur environnement que les métaux, mais elles ne sont pas inertes vis-à-vis des contraintes chimiques rencontrées dans le milieu buccal, surtout les céramiques basse fusion contenant une proportion plus importante d'alcalins et d'alcalino-terreux. Le comportement des céramiques en bouche va dépendre en majeure partie par leur état de surface donné par la qualité de glaçage, limitant ainsi la fixation de produits de dégradation buccaux et de plaque bactérienne.

### 3.5.6 Les systèmes les plus utilisés pour la confection d'inlays onlays

Au milieu des années 80, les inlays, onlays en céramique ont été créés à l'aide de céramiques feldspathiques et montés sur MPU (modèle positif unitaire) grâce à la technique au pinceau et la cuisson du biscuit sur revêtement (duplicata du MPU) ou encore à l'aide des vitrocéramiques coulées à la cire perdue introduites pour le procédé Dicor®. Les vitrocéramiques prirent place dans la réalisation de blocs de céramiques dans les techniques C.F.A.O., et le renfort des céramiques feldspathiques et la diversité de leur utilisation leur permis une utilisation actualisée comme la céramique Biodent®. Seul le système Procera® n'est pas exploitable dans la réalisation d'inlays, onlays.

Les deux autres systèmes les plus utilisés, que nous développerons ci-dessous sont les systèmes récents pressés (Empress II®) et les systèmes usinés (Cerec3®).

#### 3.5.6.1 Le système Empress II®

La céramique Empress II® contient du disilicate de lithium, permettant d'augmenter les propriétés mécaniques (la résistance à la flexion passe à 350MPa)

La technique reste la même que son prédécesseur, c'est le procédé des céramiques pressées. Une maquette de la pièce prothétique est réalisée en cire sur le MPU. Une tige de coulée est fixée sur l'élément et le tout est mis en revêtement. Le cylindre est chauffé progressivement, ainsi que les lingots de céramique, jusqu'à une température de 850°C. Un lingot est placé dans le conduit et le tout est placé sur le support du four qui effectue le cycle automatique de pressée à 990°C pour la stratification puis 1075° pour la technique de maquillage.

#### 3.5.6.2 Les systèmes Cerec3® et Cerec lab®

L'usinage d'un plot de céramique se fait par l'intermédiaire d'une machine-outil à commande numérique grâce à l'empreinte optique obtenue par le biais d'une caméra et d'un logiciel de traitement de l'image. Le praticien (pour le Cerec3) ou le prothésiste (Cerec lab)

contrôle la préparation tridimensionnelle de l’empreinte optique et trace ses limites sur l’image à l’écran. Le volume est déterminé grâce à une banque de données avec modifications par ordinateur. Le plot de céramique standardisé réalisé en vitrocéramique Dicor Cerec bloks (De Trey) est dès lors maquillé en surface. L’avantage certain de ces techniques est l’absence de porosités dans les blocs de céramiques standardisé et permet d’éviter de passer par la coulée d’un MPU.

*4. Evolution des  
préparations cavitaires  
en fonction des  
matériaux*

## 4.1 Classifications des types de cavités et des pertes de substance

### 4.1.1 Avant les principes de BLACK

Avant l'arrivée des principes de BLACK et de sa classification topographique des cavités, une anarchie totale règne dans la préparation des cavités carieuses. MAUREL décrit en 1878, dans « Traité de la carie » deux principes fondamentaux qui seront retenues jusqu'au début du XX<sup>e</sup> siècle, à savoir la suppression des tissus cariés et l'obturation [24]. Cette vision simpliste a connue des opposants.

Quelques manuels sérieux proposent des solutions concrètes sur la préparation des cavités carieuses en fonction de leur situation et de leur degré de sévérité. En effet, GODON [38] décrit quatre degrés d'atteintes carieuses qui seront sujets à des traitements différents, qui n'est pas sans rappeler la classification Si/Sta de MOUNT et HUME en 1994 ; et onze types de cavités simples et composées reposant sur une préparation sous forme géométrique :

#### Les cavités simples :

- Centrale triturante (sur molaires) sous forme d'un cube, cylindre ou tronc de cône.
- Latérale, interstitielle médiane (incisive s centrales) forme d'une pyramide quadrangulaire tronquée.
- Latérale, interstitielle distale (incisives latérales) même forme que la précédente
- Latérale jugale (molaires), forme d'un cylindre ou tronc de cône.
- Latérale palatine ou linguales (molaires) de même forme que la précédente.
- Cervicales (canines), forme d'un demi-tronc de cône.

#### Les cavités composées :

- Médio-triturante (petites molaires), forme d'une pyramide quadrangulaire tronquée.
- Disto-triturante (petites molaires), de même forme que la précédente.
- Jugo-triturante (molaires), même forme ;
- Linguo ou palato-triturante (molaires), même forme.
- Médio-disto-jugo-cervico-triturante soit coronale (molaires), série de pyramides quadrangulaires tronquées s'unissant par les sommets ou par les bases.

Ces indications sont schématiques et ne servent pas de classification des cavités carieuses.

## 4.1.2 Ancienne classification : les cavités dites de BLACK

### 4.1.2.1 La classification originelle

Au début du XX<sup>e</sup> siècle, BLACK proposa une classification des atteintes carieuses en fonction de leur localisation. Il décrivit cinq types d'atteintes carieuses sans préjuger de la forme de la perte de substance qu'il numérotait en chiffres romains :

- Classe I :

Caries intéressant les sillons anatomiques des couronnes dentaires comprenant les sillons occlusaux des molaires et prémolaires, les sillons vestibulaires, linguaux ou palatins des molaires et les sillons linguaux ou palatins des incisives ou canines.

- Classe II :

Caries intéressant les faces proximales des molaires et prémolaires.

- Classe III :

Caries intéressant les faces proximales des incisives et canines.

- Classe IV :

Caries se situant au niveau des angles des incisives et des canines.

- Classe V :

Caries se situant sous la ligne de plus grand contour, au niveau cervical des faces vestibulaires, palatines ou linguales de toutes les dents.

### 4.1.2.2 Modifications apportées à la classification de BLACK [90]

A cette classification datant de 1908, certains auteurs ont rajouté une classe VI correspondant aux pertes de substance des pentes et des sommets cuspidiens.

Cependant cette classification avait ses limites pour les caries en nappe et les caries de racines. Mais elles purent être rapportées à des cavités composées de BLACK.

Un autre problème venant de cette classification fut l'intégration de la notion du stade d'évolution de la carie qui ne fut permise que grâce à l'introduction de la classification Si/Sta en 1994.

HESS proposa une amélioration en y adjoignant la notion d'étendue de la carie. En effet, une carie intéressant une face sera classée A, une carie sur deux faces B...

Cette notion fut reprise ultérieurement, mais en désignant le nom des faces coronaires concernées avec leurs initiales : M=mésial ; D=face distale ; O=occlusal ; V=vestibulaire ; L=face linguale ; P=face palatine et I=bord incisal.

Plusieurs indications furent ajoutées pour compléter les informations apportés à la classification de BLACK :

- Le matériau utilisé
- Les forces s'exerçant sur la future restauration : 's' pour contacts statiques et 'd' pour contacts dynamiques
- La restauration de contacts interproximaux en notant 'ip'.

Ce qui nous donne par exemple : cl.II+I MOD composite s d ip.

#### 4.1.3 La classification Si/Sta

Avec l'arrivée des matériaux composites, la classification de BLACK ne peut plus s'adapter à des formes de cavités si différentes des préparations pour amalgames. Il a fallu trouver une nouvelle classification.

Cette classification est décrite par deux Australiens MOUNT et HUME en 1994 et introduite en France par LASFARGUE. Elle ne remplace pas exactement celle de BLACK mais permet de poser les bases d'un protocole clinique en fonction du stade de développement et de la localisation de la lésion carieuse, c'est le concept Si/Sta.

La classification décrit trois sites (Si) d'apparition des caries :

- Site 1 : lésions des puits, fissures, sillons et défauts des couronnes dentaires.
- Site 2 : lésions des zones de contacts
- Site 3 : lésions cervicales coronaires et/ou radiculaires.

Et cinq stades d'évolution (Sta) pour chaque site carieux :

- Stade 0 : lésion active sans cavitation ne nécessitant pas une intervention chirurgicale. Ce stade est rajouté par LASFARGUES par nécessité de faire apparaître le premier stade de la lésion carieuse pouvant être traité par prophylaxie et entrant dans les techniques de dentisterie restauratrice moderne.
- Stade 1 : lésion débutante ne dépassant pas 1/5 de le partie coronaire. On observe une destruction d'email et atteinte de la jonction amérodentinaire avec pénétration de bactéries dans les tubulis dentinaires.

- Stade 2 : destruction plus importante mais localisée et peu étendue avec atteinte de 2/5 de la partie coronaires, se traduit au sein de la dentine à une attaque du premier tiers périphérique.
- Stade 3 : destruction des parois coronaires périphériques pouvant fragiliser les structures cuspidiennes, atteinte de 3/5 de la couronne dentaire.
- Stade 4 : destruction cuspidienne avec une atteinte de 4/5 de la couronne.
- Stade 5 : Ce stade ne peut plus amener à une reconstruction coronaire simple, la perte de la partie coronaire de la dent suppose une reconstitution par une couronne.

On obtient ainsi une classification selon le site de cario-susceptibilité et selon le stade évolutif de la carie ou classification Si/Sta.

## 4.2 La mise en forme pour l'aurification

Vers 80 av J.C., CASCELLIUS incluait déjà de l'or dans les cavité carieuses et s'il appliquait les conseils de SCRIBONNIUS LARGUS préconisant le curetage dentaire à l'aide d'excavateurs, les conditions requises pour des obturations de bonne qualité étaient réunies cependant nous ne pouvons admettre que la préparation de la cavité était mûrement réfléchi et il fallu attendre les principes de BLACK pour que les préparations ne se limitent pas à la simple ablation de la dentine cariée. Les matériaux de l'époque tel que l'or et l'amalgame n'ont pas de propriétés adhésives et leur usage nécessitait l'obtention d'une cavité préparée. Dès lors des règles de préparation s'établirent grâce aux travaux de BLACK, elles furent retranscrites par de nombreux auteurs avec entre autre Mac GEHEE (1943), BONSACK (1948), MARMASSE (1976) et HESS (1979).

### 4.2.1 Les principes de BLACK

Tirés de la page 110 du volume II de « Operative Dentistry », ils sont au nombre de sept :

- Tailler la cavité selon les principes de l'extension prophylactique (outline form)
- Atteindre la forme qui donnera à l'obturation une résistance correcte (resistance form)
- Assurer la rétention du matériau (retention form)
- Permettre un accès facile pour l'obturation en donnant une forme pratique (convenience form)

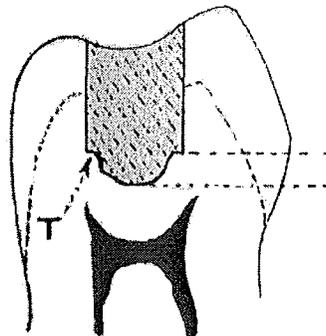
- Enlever la dentine cariée qui pourrait rester
- Finition des parois d'émail
- Toilettage de la cavité.

#### 4.2.1.1 La forme de contour extérieur

Dans le but d'éviter toute récurrence carieuse et en raison de l'absence d'adhérence de l'or et de l'amalgame, BLACK conseille de réfléchir au contour extérieur selon la notion d'extension préventive. Pour cela, il préconise également de ne pas arrêter la préparation au niveau des anfractuosités de la face occlusale et des contacts interproximaux mais plutôt dans la région cuspidienne dépourvue de dépressions et pour les zones proximales dans le sens vestibulo-lingual jusqu'aux angles axiaux et dans le sens vertical jusqu'au collet anatomique.

#### 4.2.1.2 La forme de résistance

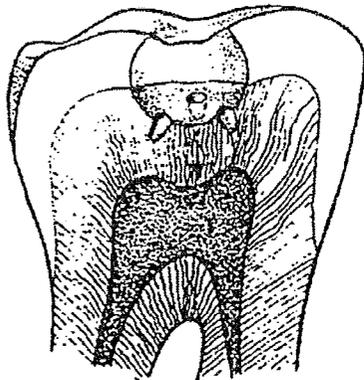
C'est la forme donnée au fond cavitaire pour asseoir l'obturation et résister aux forces masticatoires, elle donne la propriété de sustentation de l'obturation (c'est-à-dire la stabilité dans le sens horizontal). La cavité possède un fond plat formant un angle « vif » (traduction de MARAMASSE) avec des parois verticales parallèles deux à deux et perpendiculaires au grand axe de la dent. BLACK a aussi introduit les prémices du fond étagé avec la description du trottoir de BLACK :



Le « trottoir » de Black.

Figure 14 : D'après MARAMASSE 1976, [60]

Quant à DEVIN, la solution de stabilité horizontale de l'obturation lui était apportée grâce à l'irrégularité du fond par trois ou quatre puits de rétention: « chacun sait qu'un trépied est aussi stable qu'un appui sur un plan »



Le trépied de Devin d'après Belkhir (1986)

Figure 15 : [42]

#### 4.2.1.3 La forme de rétention

Elle complète la forme de résistance, elle permet la stabilité dans le sens vertical et évite le retrait de l'obturation lors des forces dérivées de la mastication. Les moyens principaux aboutissent à l'obtention de parois latérales parallèles ou convergentes deux à deux avec des cavités plus hautes que larges, et dans le cas des cavités proximo-occlusales où la rétention est primordiale, un gradin en queue d'aronde sera effectué sur la face occlusale présentant un isthme qui va bloquer tout mouvement dans le même plan.

Les moyens accessoires sont des rétentions annexes permettant de suppléer aux moyens principaux à l'aide de rainures, cannelures et puits dentinaires. Les tenons dentinaires furent également utilisés à cet escient mais furent par la suite abandonnés.

#### 4.2.1.4 La forme de convenance

Elle consiste à élargir la préparation initiale pour faciliter la mise en œuvre du matériau d'obturation. Le passage des fouloirs à or doit être possible par exemple. Des excavations annexes sont également réalisées au vue de l'immobilisation des premiers fragments d'or pour édifier l'aurification.

#### 4.2.1.5 Ablation des tissus cariés restants

Après ces préparations, s'il reste de la dentine cariée, elle sera ôtée à l'excavateur.

#### 4.2.1.6 La finition des parois d'émail

Cela consiste en l'ablation des prismes d'émail non soutenu dans leur plan de clivage. Elle est réalisée selon l'inclinaison des prismes sensiblement perpendiculaires à la surface extérieure de la dent. Dans le cas spécifique d'une obturation à l'or, un biseautage est réalisé à 21-31° du plan vertical évitant la fracture de l'angle cavo-superficiel lors des forces nécessaires au foulage du matériau.

#### 4.2.1.7 Le toilettage de la cavité

Cette étape consiste à éliminer les débris de taille (plus tard communément appelé smear layer) et à « stériliser » partiellement la cavité avant obturation.

### 4.2.2 Evolution des principes de BLACK pour la technique d'aurification

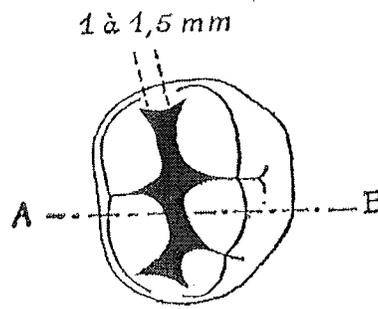
#### 4.2.2.1 Approche de la taille des cavités pour aurification selon BLACK

##### 4.2.2.1.1 Les cavités de classe I

Dans le respect des sept principes de BLACK, le contour de la cavité doit se situer dans les zones accessibles au nettoyage. La cavité est étendue à tous les sillons même indemnes de carie avec un fond horizontal (ou un trottoir de BLACK si cela est impossible) et des parois verticales dont leurs angles de réunion sont droits et vifs.

Les bords cavitaires sont biseautés pour éviter la fracture des bords de la cavité lors du foulage au maillet de l'or et pour sectionner les prismes d'émail non soutenus.

Des rétentions accessoires sont généralement réalisées en augmentant la largeur du fond cavitaire permettant la pose des premiers apports en or, on les appelle des puits de rétention.

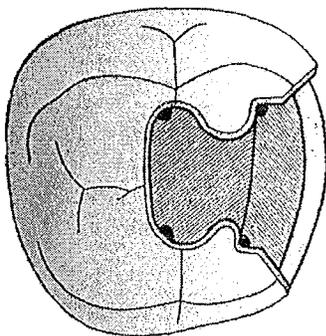


terminaison à angles vifs  
de tous les sillons.

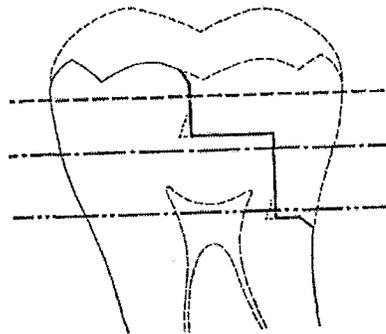
Figure 16 : D'après MARMASSE 1976 [60]

#### 4.2.2.1.2 Les cavités de classe II

L'aurification est généralement peu utilisée dans la restauration de classe II et BLACK leur préférerait déjà les amalgames. Cependant il décrit une aurification pour ce type de cavité. La préparation commence par la réalisation d'une cavité type se servant des principes directeurs : une cavité principale est créée allant jusqu'au collet anatomique de la dent étendue dans le sens vestibulo-lingual (ou vestibulo-palatine) jusqu'à la limite du brossage. Le fond est plat, lui permettant de stabiliser la matière obturante. La cavité principale est reliée à une cavité annexe permettant la rétention par le moyen d'une queue d'aronde. La cavité type est modifiée pour obtenir la forme de convenance en réalisant des encoches pour l'insertion des premiers morceaux d'or et un biseautage des bords de la cavité. Les parois pourront être légèrement divergentes pour faciliter la mise en œuvre.



Cavité de Black pour aurification. Le biseautage est visible au long de tous les bords.



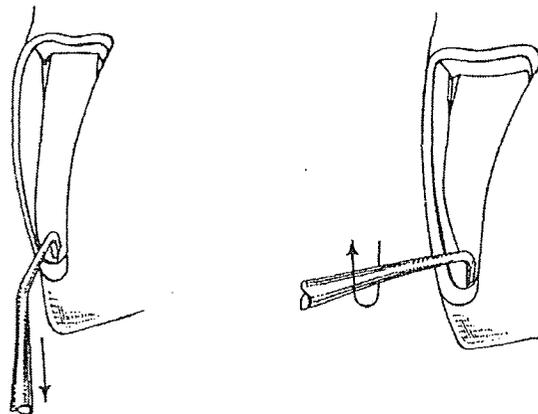
Coupe mésio-distale.

Figure 17 : D'après MARMASSE 1976 [60]

#### 4.2.2.1.3 Les cavités de classe III

La forme de contour est triangulaire comme la forme générale de la dent. L'approche est linguale ou vestibulaire (BLACK préconise la conservation maximale de l'émail vestibulaire) voir duale si la carie est importante et que l'émail est non soutenu en vestibulaire, mais pu être limité par la suite par écartement des dents adjacentes grâce à un séparateur de FERRY lors de l'obtention de la forme de convenance. La paroi cervicale est plane et suit la courbure gingivale. Elle se situe bien souvent en dessous de la gencive car BLACK pensait que la récédive carieuse ne pouvait se faire. [38] La paroi axiale suit le contour de la chambre pulpaire. Les lignes angulaires seront bien définies et pourront être étendues en vestibulaire et lingual pour faciliter l'aurification et augmenter la résistance. Les angles cavitaires seront anguleux et pourront être rendus aigus et accentués pour augmenter la rétention et faciliter l'insertion des premiers morceaux d'or.

Le biseautage des bords de la cavité est réalisé à 6-10° cervicalement et à 8-18° au niveau des bords vestibulaires et linguaux.



Préparation de l'angle incisal à l'aide d'un excavateur

Figure 18 : D'après Mc GEHEE 1943, [64]

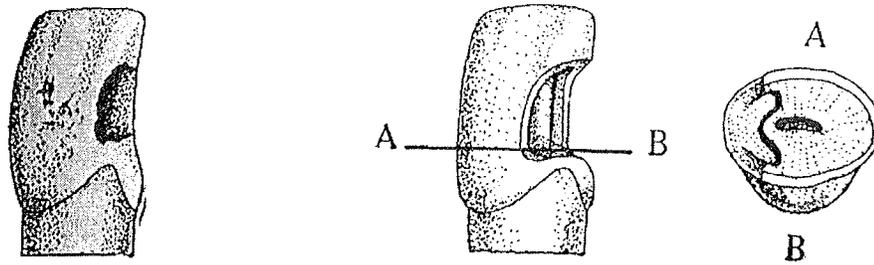


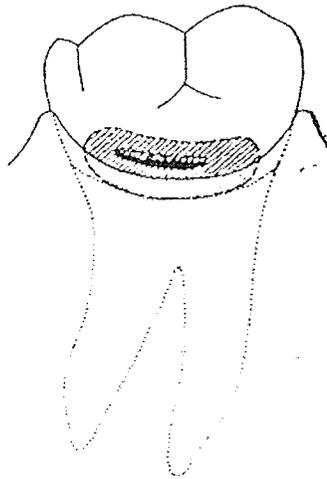
Figure 19 : D'après MARMASSE 1976, [60]

#### 4.2.2.1.4 Les cavités de classe IV

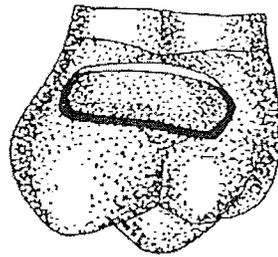
BLACK préférait la restauration au moyen d'inlays en raison de l'anatomie des incisives. En effet, il préférait inclure un lobe complet craignant la fracture.

#### 4.2.2.1.5 Les cavités de classe V

BLACK préconisait une extension préventive jusqu'aux angles mésiaux et distaux de la dent. Dans le sens vertical, il conseil l'extension en dessous du bords gingival. Le fond est élargi et perpendiculaire avec des parois parallèles entre elles.



d'après MARMASSE, 1976



d'après BLACK, 1908

Figure 20 : [64]

#### 4.2.2.2 Les apports de WOODBURY

Elles furent proposées en 1926 pour des petites cavités de classe III. Elles respectent le principe d'extension prophylactique de BLACK.

Le premier temps consiste à tracer la ligne de contour puis à tailler pour former une cavité triangulaire avec un angle incisal arrondi et des angles cervicaux vifs. La limite vestibulaire est peu visible et cela, grâce à la pose d'un séparateur.

La paroi cervicale est sous gingivale et perpendiculaire au grand axe de la dent.

La rétention est assurée par la taille de deux angles approfondis en vestibulaire et lingual formant une « box ».

Le biseautage laisse place à des parois parfaitement perpendiculaires à la paroi axio-pulpaire.

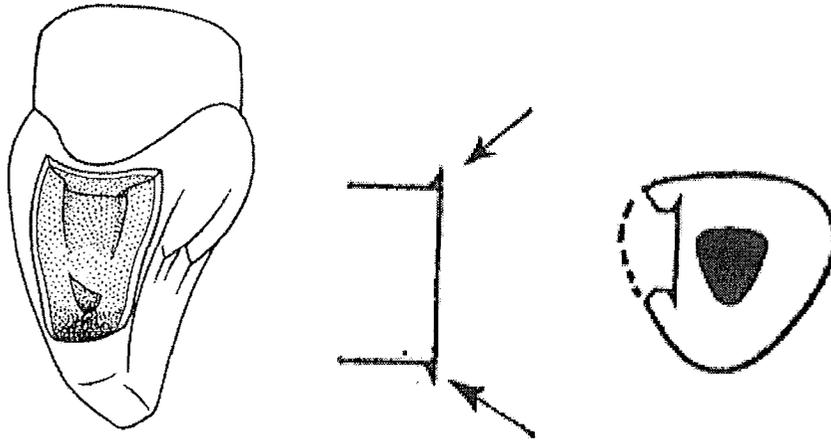


Figure 21 : D'après MARMASSE 1976 [60]

#### 4.2.2.3 Les cavités modernes de FERRIER

##### 4.2.2.3.1 Classe III

- La cavité est de forme triangulaire et ne dépasse pas les embrasures.
- La limite vestibulaire suit la direction des lobes et la limite linguale ne doit pas atteindre la crête marginale.
- La paroi cervicale est légèrement dans le sulcus et la pointe incisale est en dessous du point de contact.
- La paroi axiale est plane
- Les rétentions sont situées aux trois angles de la cavité sous forme pyramidale.

##### 4.2.2.3.2 Classe V

La cavité se présente sous une forme géométrique simple : un trapézoïde à grande base occlusale et petite base cervicale parallèles à la gencive et enfouie légèrement sous le sulcus.

La paroi axiale est convexe suivant le contour extérieur de la dent ou plane.

La paroi cervicale est légèrement incurvée pour la rétention.

La paroi occlusale est perpendiculaire au grand axe de la dent.

Les parois proximales sont parallèles au contour extérieur de la dent.

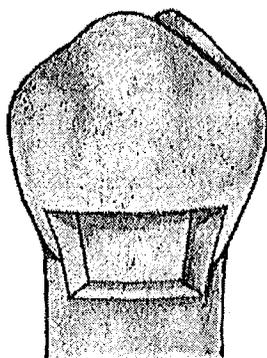


Figure 22 : D'après MARMASSE 1976 [60]

#### 4.2.2.4 Cas particulier des cavités de classe IV selon Mc GEHEE

En 1943, Mc GEHEE propose des schémas de cavité de classe IV pour aurification alors que BLACK les obturait volontiers au moyen d'inlays.

La préparation est peu différente de celle pour une classe III selon BLACK : on essaye de garder le plus d'émail en vestibulaire à condition qu'il soit soutenu par une masse dentinaire. La limite vestibulaire est parallèle à la ligne de séparation des lobes, en deçà pour les caries de petite étendue et au-delà pour les caries plus volumineuses.

La paroi cervicale est plane et parallèle au contour gingival et les angles peuvent être plus marqués pour la rétention.

Pour augmenter la rétention, on procède à divers moyens annexes :

- Une marche incisale, presque toujours nécessaire.
- un gradin incisal qui s'étend jusqu'à la ligne inter-lobe mésial (ou distal) pour les caries peu étendues ou jusqu'au lobe central.
- Un gradin lingual de la forme d'une queue d'aronde.

Puis un biseautage léger de 3° des bords de la cavité est réalisé.

#### 4.2.2.5 Modifications apportées à la préparation par l'arrivée de l'or mat Goldent®

A l'époque de MARMASSE (dans les années 70), un nouveau type d'or arrive sur le marché, il s'agit de l'or mat, or cristallin enrobé dans une feuille d'or. L'aurification connaît dès lors une simplification et acquiert une rapidité d'exécution.

La préparation cavitaire se rapproche des formes obtenues pour les amalgames avec une absence de biseau et quelques autres variantes :

- les rétentions sont arrondies dans les cavités de classe I.
- les cavités de classe III sont abordées par la face linguale.
- la cavité de classe V est arrondie et les rétentions dentinaires sont au niveau des angles cervicaux et occlusaux.

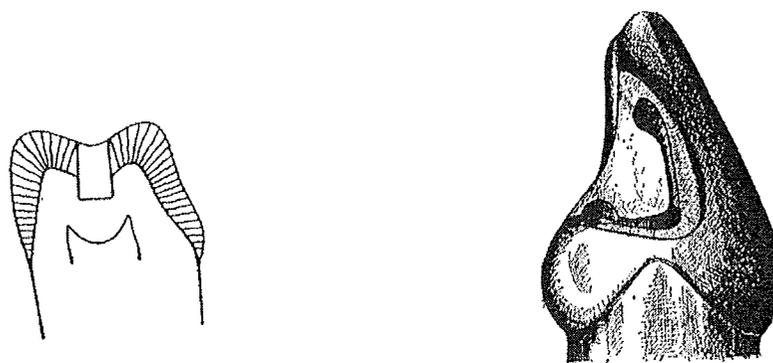


Figure 23 : D'après MARMASSE 1976 [60]

### 4.3 La préparation des cavités pour ciments silicates

Premiers matériaux esthétiques à voir le jour, les ciments silicates se sont vulgarisés en 1909, un an après le manuel de dentisterie opératoire de BLACK. Ainsi, il ne put décrire des cavités spéciales pour ce type de matériau. La faible résistance mécanique limite leur indication aux classes III et V. Ils possèdent une faible adhésivité (inférieur aux ciments oxyphosphates) et donc leur rétention est purement mécanique.

Les premières préparations de cavités pour ciments silicates étaient mutilantes par reprise des principes de BLACK pour obtenir la forme de rétention.

Par la suite, des alternatives furent trouvées par l'obtention de la rétention avec des petites obturations.

Enfin, leur dissolution dans le milieu buccal leur donne une espérance de vie de quatre à cinq ans tout au plus et permet de prévoir leur remplacement.

Au vue des propriétés du matériau, les préparations cavitaires ne purent se limiter aux principes de BLACK. Les cavités modernisées de BLACK par MAC GEHEE accompagnées

d'un ouvrage de HELD sur « les cavités pour ciments » permirent à MARMASSE, dans son manuel de dentisterie restauratrice, d'édifier et de concevoir des préparations types dans la restauration des cavités proximales d'incisives par ciments silicates.

#### 4.3.1 Les restrictions de préparation cavitaire

##### 4.3.1.1 La forme de rétention

La cavité est rétentive en masse avec cependant la possibilité de faire des préparations moins mutilantes que pour les aurifications et l'obturation à l'amalgame.

La faible durée de vie du matériau nous pousse dans le même sens : la cavité doit être la plus réduite que possible car elle sera de nouveau retravaillée dans les cinq ans avenir.

La réalisation d'une queue d'aronde comme rétention accessoire sera aussi massive que la cavité principale avec une profondeur similaire.

##### 4.3.1.2 L'extension prophylactique

Contrairement aux principes de BLACK appliqués jusque là aux autres matériaux d'obturation, l'extension préventive est à éviter avec les obturations au ciments silicates en prévision de la réfection de l'obturation à court terme et sous peine d'une trop grande mutilation.

##### 4.3.1.3 La finition des bords

Les parois d'émail non soutenus par de la dentine n'ont pas besoin d'être réséqué dans la mesure où « elles résistent mieux que le matériau lui-même ». [60]

Le biseautage n'est pas nécessaire pour la même raison.

#### 4.3.2 La préparation des cavités

Hormis ces différences, la taille des cavités pour ciments silicates est similaire à celle pour l'aurification.

##### 4.3.2.1 Cavité de classe III

La voie d'accès est vestibulaire ou linguale, elle n'est plus dictée par une forme idéale mais est fonction de la lésion carieuse.

Si la voie d'accès est vestibulaire, la paroi linguale est intacte et le ciment n'est pas soumis aux contraintes mécaniques. La forme est triangulaire avec une paroi axiale pas nécessairement parallèle et des rétentions aux angles ou par des rainures cervicales.

Si l'accès est lingual, la queue d'aronde est nécessaire et la portion linguale massive pour éviter toute fracture du silicate. Une rétention accessoire peut également se faire par la création d'une rainure cervicale et d'une encoche incisale.

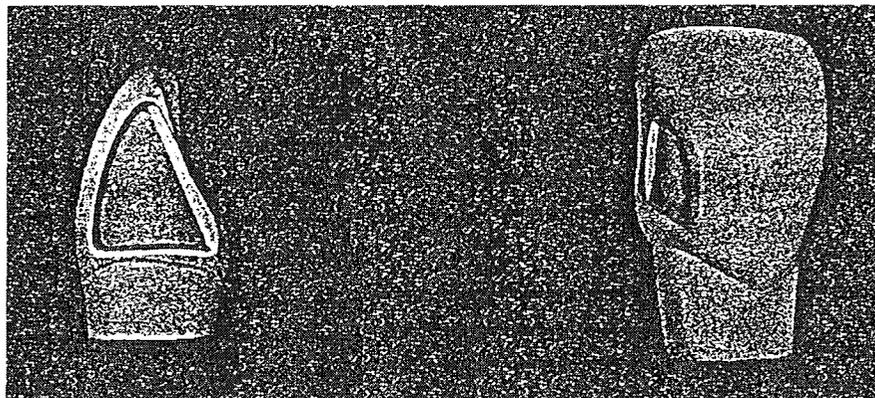


Figure 24 : D'après MAC GEHEE 1943 [64]

#### 4.3.2.2 Cavité de classe V

Elles sont similaires aux cavités pour amalgames avec l'exception que l'émail non soutenu n'est pas retiré. Elle ne peut être réalisée si l'on est à moins de un millimètre de la gencive pour cause d'une trop grande dégradation du ciment au contact du fluide gingival.

La rétention est réalisée par élargissement du fond de la cavité, formant ainsi des angles internes aigus.

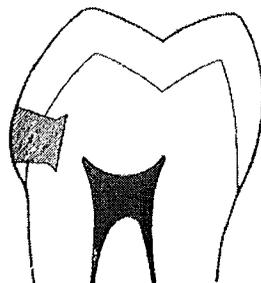


Figure 25 : D'après MARMASSE 1976 [60]

## 4.4 Evolution de la stratégie de préparation cavitaire pour amalgame

Les premiers principes de taille de cavité pour amalgames sont bien évidemment les principes de BLACK de 1908. Il ne propose pas d'innovations quant à sa conception primitive dans sa sixième édition complétée par son fils Arthur BLACK mais décrits les différents types de préparations cavitaires avec grande minutie et la description complète du jeu d'instruments adéquats (dont la plupart sont manuels). Conçus pour l'aurification et l'obturation à l'amalgame, ils furent par la suite repris comme principes fondamentaux pendant plus d'un demi-siècle sans auteurs pour le contredire comme BONSACK le souligne : « tout ce que BLACK n'a pas touché a pu s'épanouir, évoluer avec une grande hardiesse souvent ». [11]

### 4.4.1 De la fin des années 1920 jusqu'au début des années 1950

#### 4.4.1.1 Les travaux de WARD

En 1926, WARD et ses collaborateurs écrivent un manuel avec une étude histologique de NOYES (sur la direction des primes d'émail) qui transforme certains problèmes concernant l'extension des sillons en particulier. [11] Il respecte les sept principes de BLACK mais préconise des cavités de fissures aussi étroites que possible.

Pour les cavités de classe II, il diverge de la « box-form » de BLACK, la trouvant trop mutilante. Il décrit une cavité type :

- Avec des parois vestibulaires et linguales divergentes
- Il évite le biseautage de ces parois en raison du parallélisme avec les prismes d'émail
- Les parois de la queue d'aronde sont légèrement divergentes
- La rétention dans le sens vertical est assurée par une rainure
- PARULA proposera par la suite des rainures additionnelles sur les parois cervicales, vestibulaires et linguales
- L'angle axio-pulpaire est arrondi
- La paroi cervicale est biseautée par clivage aux ciseaux décrits par BLACK

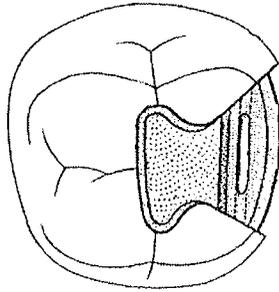


Figure 26 : D'après MARMASSE 1976 [60]

#### 4.4.1.2 Les auteurs de la fin des années 30 jusqu'au début des années 50

PRIME en 1928 est un des premiers à contester les concepts de BLACK : « il est temps d'adapter les matériaux d'obturation aux exigences de la dent, plutôt que de forcer la dent à se plier aux exigences du matériau d'obturation ». Il propose des schémas cavitaires plus conservateurs avec une ouverture occlusale plus étroite, des parois de contre-dépouille, des extensions préventives au niveau des fissures strictement nécessaires à leur éradication, et dans le cas des cavités de classe II une queue d'aronde dont l'isthme n'atteindra pas le tiers de la distance intercuspidienne.

BRONNER en 1931 étudie les tailles de cavités de classe II en illustrant une nouvelle forme du box proximal. Il nota que l'extension préventive dans la région proximale n'était pas justifiée dans la mesure où elle n'était pas le siège primaire de la carie et que le parallélisme des parois vestibulaires et linguales était non fondé. Il insiste également sur l'inclinaison de la paroi gingivale dans un but rétentif. En conclusion il propose, de part la forme de rétention obtenue, d'éviter de faire une queue d'aronde dans un but rétentif mais conserve l'idée d'extension préventive aux sillons occlusaux.

En 1936, Mac GEHEE reste fidèle aux concepts de BLACK mais préconise des cavités plus conservatrices chez les patients présentant une bonne hygiène et retranscrit les préparations des cavités selon les principes de BLACK dans son ouvrage en 1943 légèrement modernisés, comme WARD en 1926, BOEDECKER dans ses articles en 1928 et POL NESPOULOUS

dans son ouvrage de dentisterie opératoire en 1929. Ces différents auteurs ne réfutent pas les bases instaurées par BLACK mais émettent quelques variantes :

- Dans l'utilisation de l'instrumentation, en particulier l'utilisation de la fraise ronde utilisée puis abandonnée par BLACK, bannie par LUBERTZKI en 1930 mais préconisée par POL NESPOULOUS, REBEL et HELD, puis par BROCHERE et BONSACK dix ans plus tard.
- Dans la notion de douleur qui n'est pas décrite par BLACK comme le souligne BONSACK. A cet effet, BOEDECKER et POL NESPOULOUS sont d'accord sur l'importance de la notion de douleur lors de la préparation des cavités.

En 1941, ROMNES propose de rallier la préparation de cavités plus conservatrices tout aussi précautionneusement préparées à une hygiène rigoureuse.

En 1947, dans son ouvrage « Stratégie de préparation des cavités », BONSACK propose de simplifier la préparation cavitaire pour l'exercice quotidien. Il rappelle également la notion de douleur à ne pas négliger lors de cet acte. Il propose de rendre l'acte réfléchi par réalisation d'un plan de la forme définitive en attaquant largement vers ce but sans pour autant protéger les zones dangereuses ; et de se servir de la mémoire visuelle et tactile. Dans son étude sur l'instrumentation, il prévoit l'utilisation des fraises les plus modernes qui soient avec l'objectif de limiter leur nombre au strict minimum. Pour cela, il adopte volontiers les fraises rondes entre autre.

En 1949, BROWN préconise un angle axio-pulpaire arrondi et rejoint BOISSON qui a le premier transmis dans la dentisterie la notion de résistance de l'obturation et des parois cavitaires.

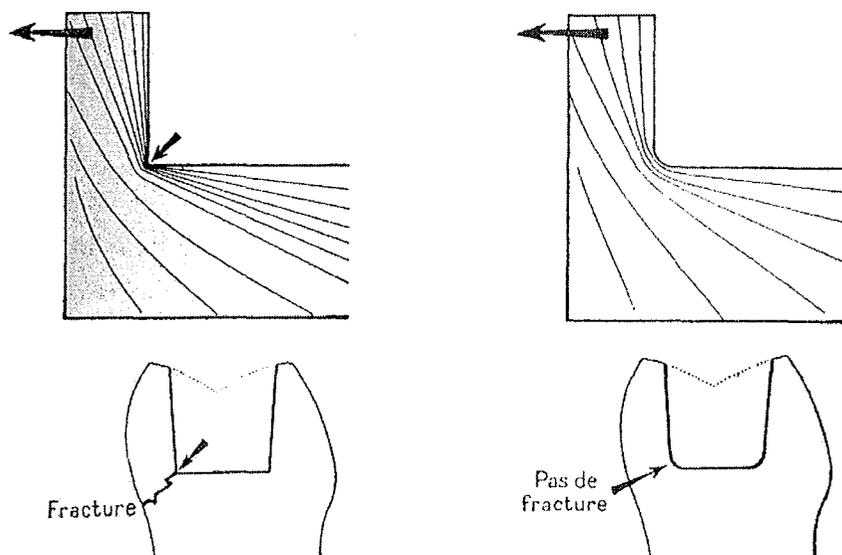


Figure 27 : D'après MARMASSE 1976 [60]

En 1950, INGRAHAM discute des principes biomécaniques et insiste tout particulièrement sur la protection pulpaire. Il donne quelques spécifications pour la taille des cavités carieuses de type de II avec un plancher cervical plat, un angle axio pulpaire vif et l'extension des parois vestibulaires et linguales de la cavité principale afin de permettre une bonne finition au praticien. De plus, en 1953 il propose avec TANNER un moyen simple et rapide de tailler les cavités proximales. [60]

#### 4.4.1.3 La concrétisation de 20 années de réflexion par MARKLEY

En 1951, MARKLEY s'éloigne des cavités types de BLACK par une approche plus conservatrice avec des préparations occlusales les plus étroites que possible pour que l'occlusion se fasse sur la dent et non pas sur le matériau d'obturation. Il propose la préparation des cavités en fonction des propriétés de son matériau de choix : l'amalgame.

Pour les cavités de classe I, il reprend l'idée de PRIME avec des parois en contre dépouille pour éviter la fragilisation des bords de l'amalgame et propose également un contour occlusal étroit.

Pour les cavités de classe II, il ne pense pas que la rétention doive venir de l'extension occlusale mais de la cavité principale. Pour cela, il préconise des rainures dans la dentine aux dépend des angles axio vestibulaires et linguaux venant mourir en occlusal. Il insiste sur la réalisation d'un biseau de 20° sur le bord cervical pour les prismes non soutenus (lorsqu'il reste de l'émail), et arrondi l'angle axio pulpaire.

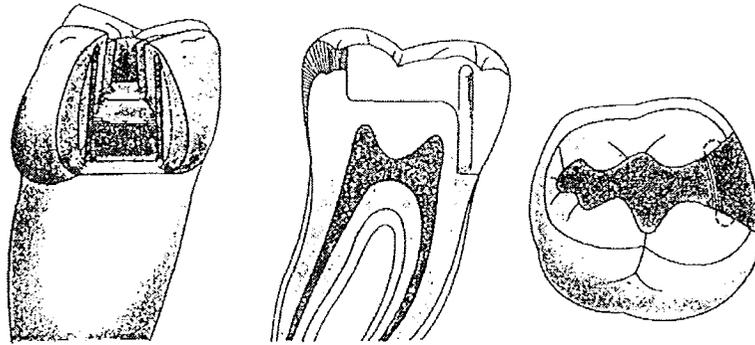


Figure 28 : Cavité occlusomésiale sur 47, d'après MARKLEY 1981 [21]

Pour les cavités de classe V, il propose des parois divergentes pour respecter les prismes d'émail et la rétention ne pouvant plus être assurée par le parallélisme des parois, il propose des rainures dentinaires cervicales et occlusales.

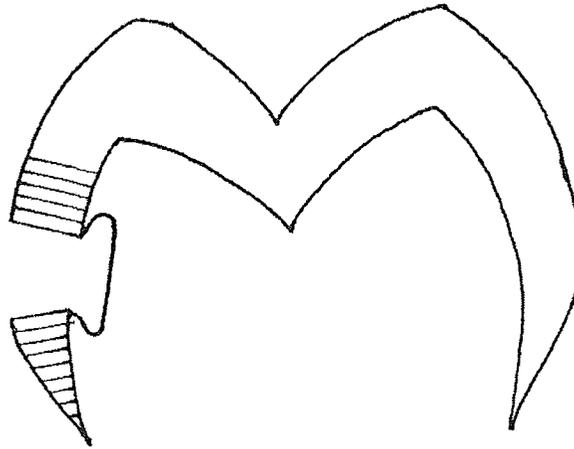


Figure 29 : Vue en coupe d'une molaire montrant le profil d'une cavité de classe V

D'après MARKLEY, 1951[64]

#### 4.4.2 Des années 50 aux années 90

##### 4.4.2.1 Influence des études expérimentales sur le profil des cavités

En 1955, MAHLER et PEYTON [64] étudient les forces de mastication sur la dent et l'amalgame et concluent qu'il faut diminuer les forces internes et augmenter la résistance des tissus dentaires aux déformations et aux fêlures. Des études reprenant ce protocole, publiées entre 1958 et 1968, amenèrent aux conclusions suivantes :

- L'angle axio pulpaire et le plancher pulpaire doivent être arrondis
- La profondeur et la largeur de la préparation et de l'isthme doivent être diminués pour ne pas fragiliser la dent.

L'étude de VALE [64] décrite dans deux articles datant de 1956 et 1959 aboutit à des conclusions similaires avec la réalisation d'angles internes arrondis pour accroître l'adaptation de l'amalgame et la réduction de la largeur de l'isthme dans les cavités secondaires de classe II à 1/4 de la distance intercuspidienne pour 1/3 selon BLACK.

NADAL et coll. [64] en 1961 font la même constatation sur le rapport entre la résistance de l'obturation et l'étroitesse des cavités. Ainsi en 1962, NADAL propose une série de réglementations sur des cavités dites étroites :

- Un contour occlusal plus fin (valable aussi pour l'isthme dans les cavités de classe II)
- Un plancher pulpaire peu profond et un fond plat, ainsi qu'un angle axio pulpaire à 90° dans les cavités de classe II.
- Des parois légèrement convergentes
- Des rainures rétentives proximo-latérales pour les classes II.

En 1959, BROCHERE et MARMASSE [21] donnent quelques nouvelles notions sur le concept de la forme des cavités dentaires et estiment qu'avec l'arrivée des turbines, les schémas doivent être repensés. Ils illustrent, par exemple un fond oblique dans une cavité de classe I en 1950, mais MARMASSE dans « Dentisterie opératoire » de 1976 reprends les formes proposées depuis BLACK pour les fonds et décrits leurs intérêts respectifs.

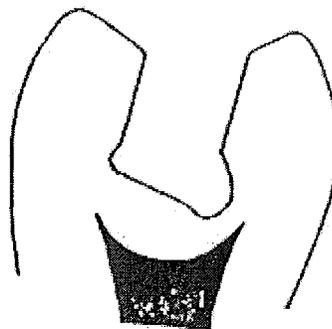


Figure 30 : Cavité de classe I, d'après BROCHERE et MARMASSE, 1950 [21]

#### 4.4.2.2 Les travaux de GILMORE

La forme des cavités s'oriente vers la nécessité de faire en fonction des nouveaux amalgames modernes apparus en 1964. Dans cette optique, GILMORE [64] proposa de nouveaux schémas cavitaires en faisant une synthèse des acquis précédents. Il insiste également sur la notion de prévention par les mesures prophylactiques rendues possibles par l'utilisation de fluor.

Dans la préparation des cavités de classe II, il revient au parallélisme des parois, limite la largeur de l'isthme à 1/4 mais conserve les extensions prophylactiques, reprend les angles arrondis de MARKLEY et prolonge les rainures au niveau des angles axio vestibulaires et linguaux jusqu'à l'émail. La limite de contour entre la cavité proximale et la cavité formera un 'S'. Les limites d'autonettoyage et la limite sulculaire sont conservées.

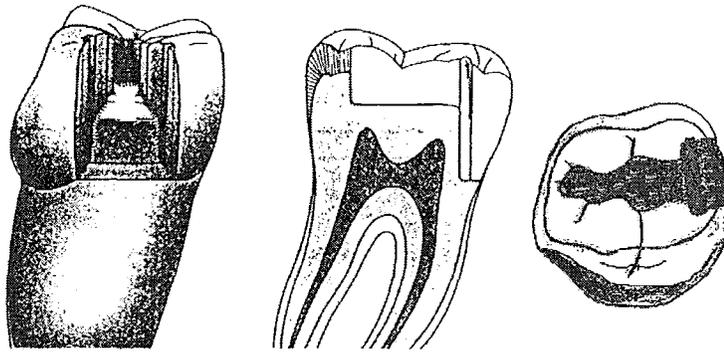


Figure 31 : Cavité occlusomésiale d'après GILMORE, 1967 [21]

#### 4.4.2.3 Les travaux de RODDA

RODDA en 1972 [42] décrits les cavités « modernes » en proposant des préparations conservatrices et pour la première fois respectueuses de la santé parodontale.

Il conserve les angles arrondis, et l'idée de la courbe en 'S' pour le contour occluso-proximal. Cependant, il revient vers des parois convergentes et abandonne la taille de rainures proximales de rétention. Il reprend la diminution de la largeur de l'isthme à 1/4.

La grande nouveauté réside dans l'abandon des limites de brossage permettant une conservation tissulaire non des moindres et la limite intra-sulculaire qui devient juxta gingival permettant d'éviter l'inflammation la gencive.

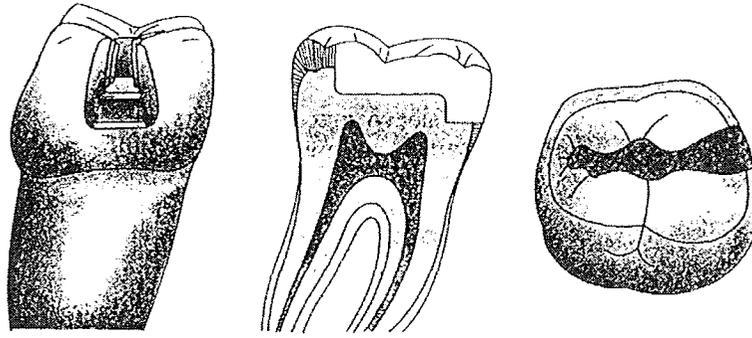


Figure 32 : Cavité occlusomésiale, d'après RODDA, 1972 [21]

WELK en 1976 reprendra ces principes en proposant un plancher au dessus de la crête gingivale et une diminution des contours de la cavité, puis TOFFENETI dix ans plus tard pense également à limiter la préparation cervicale pour éviter l'inflammation gingivale. [64]

#### 4.4.2.4 Les travaux d'ALMQUIST

Dans son étude réalisée avec son équipe de collaborateurs, ALMQUIST [64] en 1973 réalise que depuis quelques années, la demande du patient et des praticiens va vers une dentisterie plus préventive. Il remet en question les limites dans les zones de brossage et la limite gingivale comme ses prédécesseurs mais pense également à revoir le principe d'extension préventive, qui pour lui, n'est pas fondée même chez les patients peu scrupuleux de leur hygiène et dont la récurrence sera inéluctable.

TOFFENETI [42] en 1985 se penche sur la question mais propose des cavités plus ou moins conservatrices en fonction de l'hygiène et de la structure des tissus dentaires concernés.

Après ses conclusions, ALMQUIST propose de revoir en entier l'architecture des cavités de classe II :

- Il considère la portion occlusale nécessaire uniquement pour l'accès à la partie proximale et aux défauts des puits et fissures.
- Les lésions occlusales seront traitées séparément et auront un pourtour étroit avec un isthme de largeur égale à 1mm en dehors des contacts occlusaux.
- Le contour proximal dépend de l'hygiène, de la localisation de la carie et son extension : il sera étroit chez les patients avec une hygiène acceptable et pourra être étendu dans le cas contraire. La forme de 'S' peut être reprise dans ce cas

- Les cavités doivent être auto-rétentives avec des angles internes arrondis et des parois convergentes.
- Des rainures axiales n'allant pas jusqu'à la face occlusale.

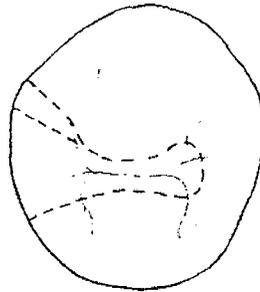


Figure 33 : Contours possibles, d'après ALMQUIST, 1973 [64]

#### 4.4.2.5 Les travaux de ROTH, ROZET et KNOCHE

En 1979, ROTH et coll. [85] synthétisent les derniers courants de pensée sur l'importance de l'amélioration du matériau et des mesures prophylactiques et donnent une ligne de conduite qui sera fonction de l'évaluation des possibilités de récurrence : la morphologie, l'âge, le terrain, l'hygiène...

Ils reprennent ALMQUIST en rejetant l'extension systématique à tous les sillons et optent également pour des parois convergentes amenant à un angle cavo-superficiel de 70° comme compromis aux 90° préconisés précédemment par BLACK.

Pour le cas des cavités de classe II, ils reprennent l'idée de limiter la zone cervicale à un contour supra-gingival et de substituer la notion de limite de brossage à la limite de finition de la cavité.

Ils envisagent également l'adaptation aux amalgames dont la phase  $\gamma_2$  a été supprimée en proposant :

- La diminution de la largeur de la paroi cervicale, la paroi axio pulpaire pouvant se trouver à 0.5-1 mm derrière la jonction amélo-dentinaire.
- La diminution de la largeur de l'isthme
- La réduction de la profondeur à 0.5mm sous l'émail.
- La diminution de l'épaisseur des recouvrements cuspidiens lors de grands délabrements. [85]

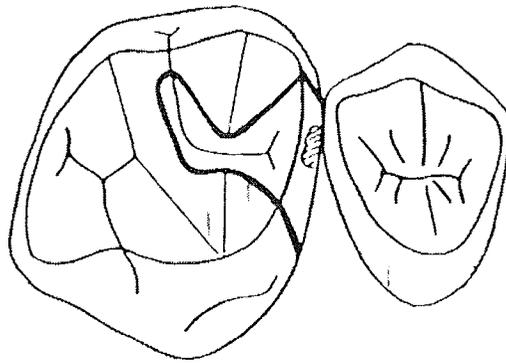


Figure 34 : Contour d'une cavité de classe II, d'après ROTH et coll., 1979 [85]

#### 4.4.2.6 Les travaux d'ELDERTON

ELDERTON en 1986 [64] affine cliniquement les propositions d'ALMQUIST et limite la préparation à l'éviction de la carie et à la finition des bords, se calquant sur les préparations pour composite.

Il étudie la cause d'usure des bords marginaux de restaurations à l'amalgame et donne ses conclusions en 1984 sur la résistance suffisante des bords de l'amalgame avec un angle marginal de 70°.

Il décrit des cavités de fissure très étroites (1/8 de la distance intercuspidienne) avec des fonds arrondis évitant leur aplanissement qui ôterait trop de tissu sain. Mais les élargi volontiers si la carie est plus volumineuse.

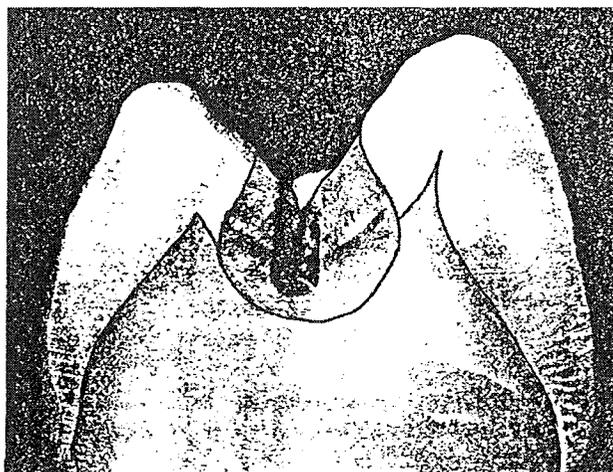


Figure 35 : Vue en coupe d'une prémolaire supérieure montrant le profil cavitaire étroit et large,

D'après ELDERTON, 1984 [64]

Il propose également de revoir la stratégie de préparation pour les classes II :

- L'accès à la lésion se fait par voie occlusale et le dessin de la cavité sera limité à la carie, les parois de la cavité forment une courbe arrondie.
- L'émail non soutenu est retiré, on réalise un biseau gingival et on taille des rainures pour obtenir la rétention qui n'est plus assurée par une cavité secondaire.
- Si les sillons occlusaux sont infiltrés, le dessin de la cavité sera calqué sur les classes I avec pas plus de 1/8 de la distance intercuspidienne.

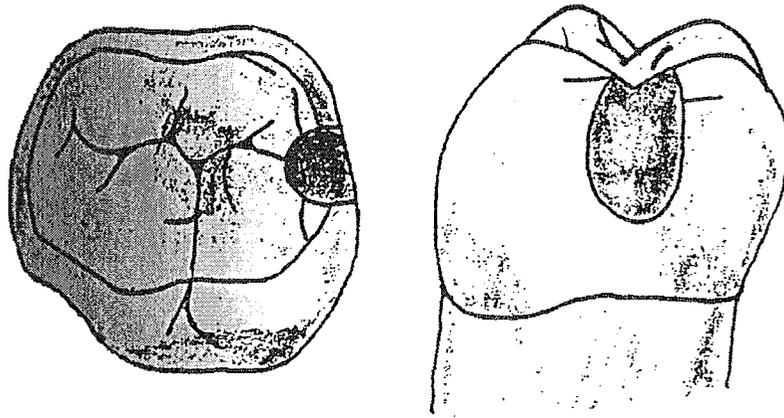


Figure 36 : Cavité mésiale d'une 47, d'après ELDERTON, 1984 [42]

#### 4.4.2.7 Les travaux de STURDEVANT

En 1987, STURDEVANT [64] décrit des cavités uniquement proximales avec comme moyen de rétention des rainures axiales remontant jusqu'à la face occlusale. La recherche d'une cavité proximale autorétentive remonte aux schémas de cavités de GABEL décrites par MARMASSE [60], bien qu'il n'ait pas abandonné la queue d'aronde. Le concept d'une cavité purement proximale faisant déjà des adeptes à l'époque sera repris par HORSTED-BINDESLEV et coll. en 1988 [64] : « une lésion proximale doit faire l'objet d'une restauration strictement proximale. »

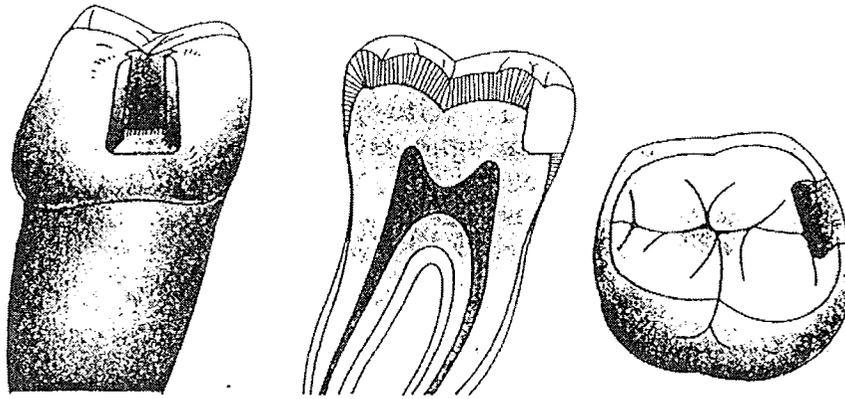


Figure 37 : Cavité conservatrice mésiale sur 47,

D'après STURDEVANT 1990 [91]

Il proposera également en 1995 des préparations cavitaires pour classe III à l'amalgame, mais l'indication de ce matériau pour les dents antérieures étant contre-indiqué pour son aspect inesthétique, l'utilisation de son schéma cavitaire fut restreint.

#### 4.4.3 Les années 90, concepts actuels

La préparation des cavités s'est dirigée vers une conservation des tissus dentaires avec des schémas cavitaires toujours plus étroits et des études démontrant leurs bienfaits sur la santé de l'organe dentaire. OSBORNE et GALE [64] entre 1981 et 1990, ont prouvés par études in vivo, que plus les préparations étaient étroites et moins les risques de fractures et de détérioration marginale étaient grands.

Au temps de BLACK, aucune mesure de préventions n'était d'usage, mais l'apparition des notions d'hygiène, de diététique, de fluoruration et de contrôle bactériologique permet de revoir la dentisterie conservatrice vers des soins préventifs. Le diagnostic des lésions débutantes est optimisé par clichés radiographiques, visions et sondage systématiques. [88] La situation clinique est évaluée de manière individuelle en fonction de facteurs généraux et locaux pour déterminer le risque carieux et la décision thérapeutique s'oriente vers un modèle médical préventif en contradiction avec l'ancien modèle chirurgical invasif. [54]

De plus, l'amalgame n'est plus d'utilisation systématique avec l'arrivée de nouveaux biomatériaux (CVI, adhésifs, sealants) et leur association permet d'en améliorer les performances. (LAFARGUES et JONAS, 1991) [88]

Du point de vue de la préparation, les cavités seront aussi étroites que possible reprenant les schémas cavitaires de STURDEVANT et ELDERTON, la forme de contour n'étant dictée que par la situation et la progression de la carie. Les instruments utilisés doivent être les plus fins possibles : LAFARGUES, en 1998, propose l'utilisation de fraises rondes inférieures à 1mm. Le fond plat de BLACK fait place au fond étagé. Les angles internes sont arrondis et les parois axiales légèrement convergentes pour obtenir des angles cavo-superficiels proches de 90°.

L'extension n'est nécessaire que lorsque la préparation s'arrête au niveau d'une dépression anatomique anfractueuse ou que le risque carieux est élevé avec des puits et fissures profonds. Dans le cas de sillons cariés, ils seront, dans la mesure du possible, traités séparément comme une classe I.

Pour les cavités proximales, SUMITT et OSBORNE en 1992 d'obtenir la rétention par des rainures amélo-dentinaires de géométrie variable en fonction du cas clinique.

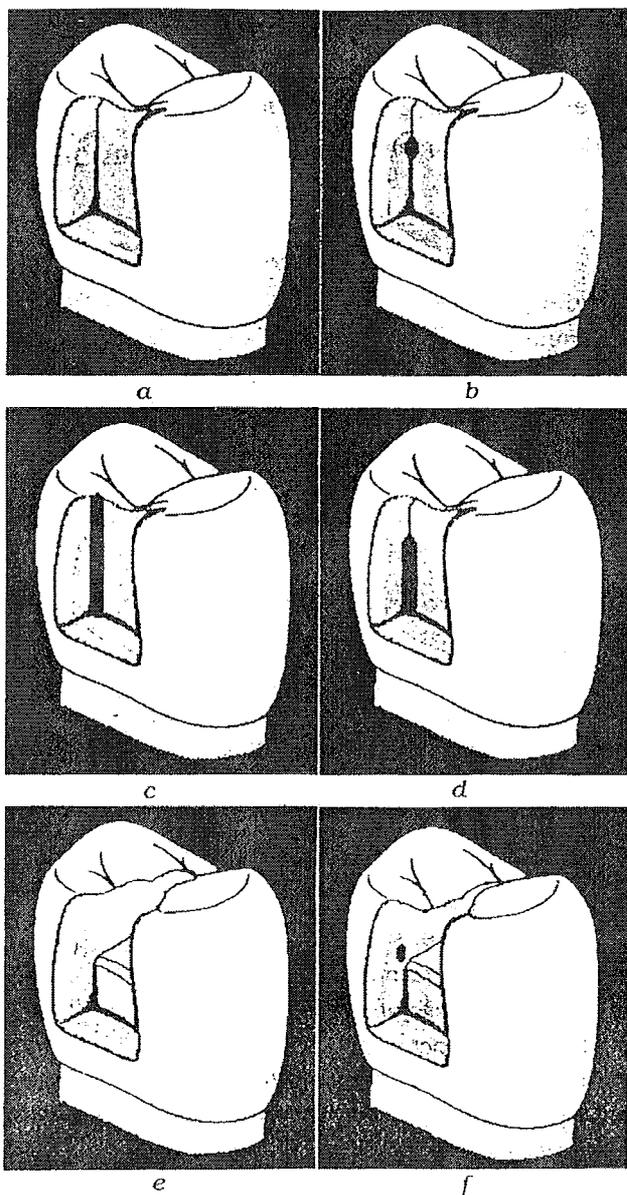


Fig. a - Cavité proximale conservatrice : en l'absence de toute artifice de rétention, il y a un risque de déplacement et de perte de l'amalgame.

Fig. b - Deux rainures de rétention ponctuelle (vestibulaire et linguale) seraient insuffisantes pour assurer la rétention de l'amalgame.

Fig. c - En revanche, la rétention sera parfaitement assurée par deux rainures longues amélo-dentaires ...

Fig. d - ... ou par deux rainures plus courtes strictement dentinaires.

Fig. e - En présence d'une carie proximale et d'une carie occlusale, une cavité proximo-occlusale classique est indiquée : si la largeur VL de la cavité occlusale est supérieure à 1,5 mm, il est inutile d'ajouter des macrorétentions dentinaires au niveau proximal, la cavité étant autorétentive.

Fig. f - En présence d'une carie proximale et de puits et fissures occlusaux infiltrés, la cavité proximale est prolongée au niveau occlusal par une tranchée étroite : dans ce cas, cette cavité occlusale (de faible profondeur et de largeur VL inférieure à 1,5 mm) n'est pas suffisante à elle seule pour assurer la rétention de l'amalgame ; il est conseillé d'ajouter un élément de rétention supplémentaire, sous la forme de deux rainures ponctuelles proximales.

Figure 38 : Comment assurer la rétention d'un amalgame proximal,

D'après SUMITT et coll., 1992-1993 [88]

## 4.5 Changement des concepts de préparation avec les composites

Dès le début des années 70, MARMASSE décrit déjà « honteusement » des cavités en fonction du matériau plastique utilisé et propose des schémas cavitaires pour résines acryliques, silicates et composites.

Progressivement depuis 1960, les résines composites de premières puis de deuxième génération remplacèrent les ciments silicates pour les restaurations antérieures, mais leurs faibles propriétés mécaniques ne permettaient pas encore leur usage dans les secteurs postérieurs.

Les premières préparations cavitaires pour composites dérivées des formes décrites pour ciments silicates.

L'application de la technique de BUONOCORE permis une nouvelle ère : la dentisterie adhésive. Dès lors, les sept principes de BLACK pour satisfaire à l'obturation furent respectés dans une nouvelle approche. Les principes d'extension préventive et de rétention n'eurent plus lieu d'être en raison de l'adhésion obtenue sur l'émail.

#### 4.5.1 Les années 70 : l'ère de l'adhésion amélaire

L'équipe suisse de DE TREY et LUTZ mis au point en 1977 des préparations cavitaires types pour les résines composites lors de restaurations adhésives. Les bases de la préparation consistaient à enlever la dentine et l'émail carié et à finir les bords de la cavité par biseautage.

MELCER repris ces schémas cavitaires en 1978 dans un article de l'Information dentaire où il décrit la ligne de conduite de préparation de ces cavités.

La forme est dictée par la situation et la progression de la carie mais doit être suffisamment élargie pour permettre l'instrumentation : utilisation des instruments manuel et rotatif sous le contrôle visuel du praticien, insertion du matériau, pose de la matrice, insertion de coins de bois. [62]

L'émail non soutenu est respecté car il est plus résistant que le matériau et les bords sont déportés en zone saine.

Le finissage des bords se fait sur tout le contour, il s'agit généralement d'un biseau (meilleure forme selon LUTZ), ou d'un chanfrein, mais il est exclu de faire un chanfrein au niveau du cément ou de la dentine au voisinage du collet anatomique en raison du mordantage limité à l'émail. [33] Dans un tel cas, MELCER préconise de revenir aux ancrages dentinaires (puits, fissures, rainures et vis). En 1977, TORNEY et DENEHY généralisent ce type d'ancrage à toute préparation car, selon ces auteurs, l'adhésion à l'émail ne sert qu'à l'obtention d'une meilleure adaptation marginale et en aucune façon un moyen de rétention.

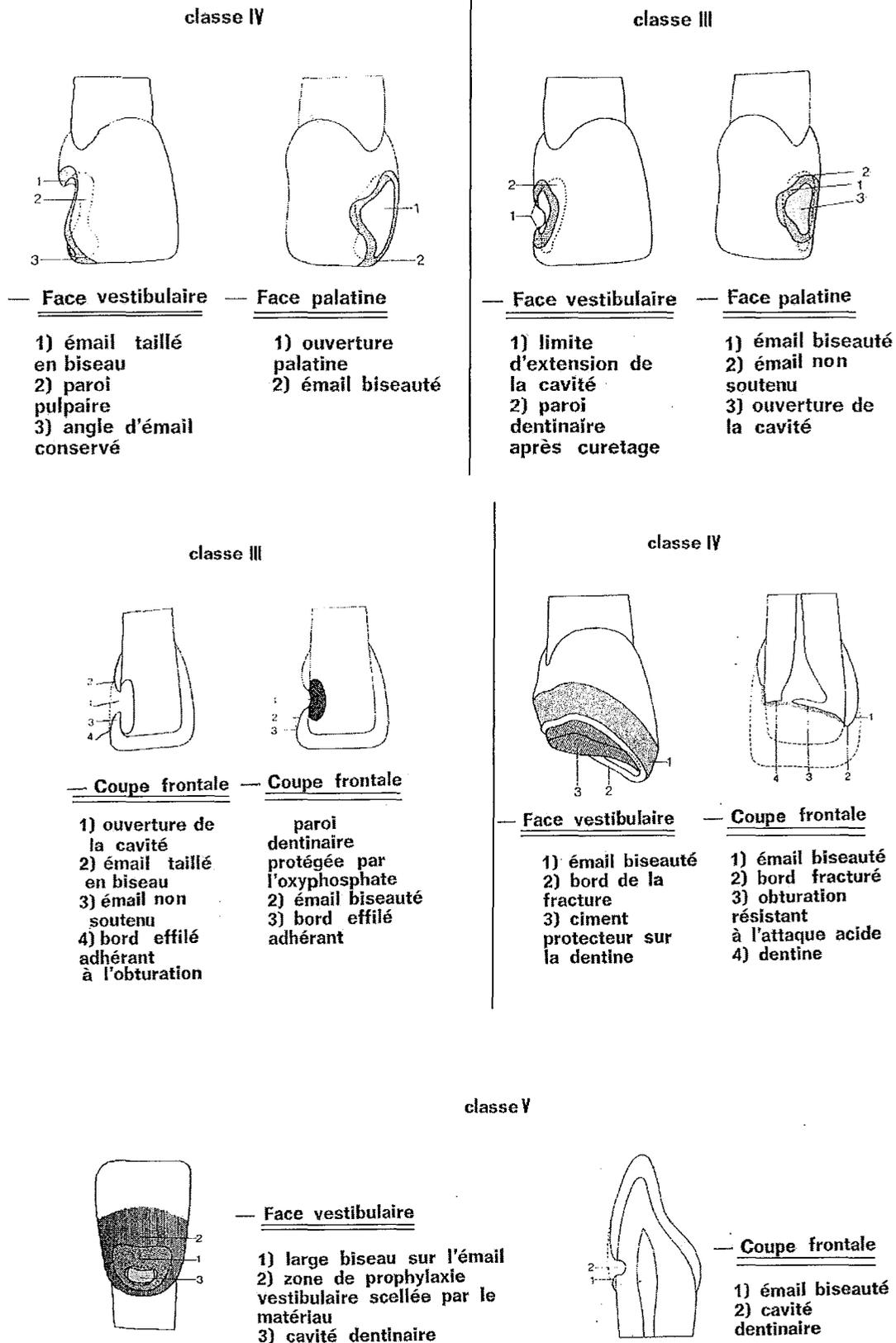


Figure 39 : Forme des cavités pour les restaurations adhésives

D'après DE TREY et coll., 1977 [62]

LUTZ et coll. Proposent également une conduite à tenir pour les restaurations au composite dans le secteur postérieur mais limitent leur indication à des petites cavités non soumises aux forces occlusales, sachant les limites du matériau de l'époque.

Pour les classes I, ils déconseillent le biseautage des bords et proposent l'ablation de la carie uniquement de manière à obtenir une forme globuleuse.

Pour les classe II et les classes composées, le plancher de la cavité sera arrondi et les bords biseautés. Le fond de la partie proximale des cavités composées recevra des encoches pour limiter la rétraction de prise.

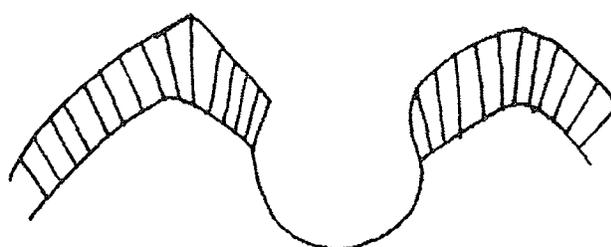


Figure 40 : Vue en coupe d'une cavité de classe I, d'après LUTZ et coll., 1976 [64]

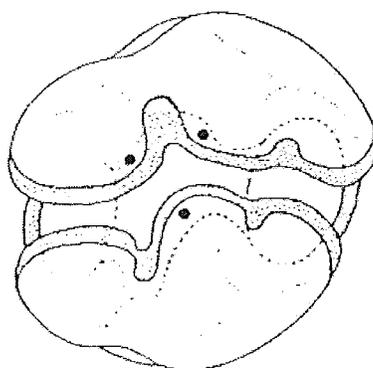


Figure 41 : Préparation M.O.D. adhésive, vue occlusale,

D'après LUTZ et coll., 1977 [64]

## 4.5.2 Evolution consécutive à l'évolution des matériaux composites

### 4.5.2.1 Restauration des dents antérieures

La technique se simplifie encore avec l'arrivée des adhésifs amélo-dentinaires, permettant de limiter la taille à l'éviction de la carie et de la préparation périphérique de l'émail. Des auteurs comme PORTE (1984), WILSON et Mac LEAN (1985) proposent des cavités moins mutilantes de même que HUNT (1984) qui décrit une cavité de classe II plus étroite mais dans le but de la restaurer au CVI.

Dans cette simplification gestuelle, FAUCHER et coll. en 1984 insistent sur l'abandon de toute forme de rétention hormis l'élargissement de la zone amélaire mordancée par biseautage à 60° et d'une largeur comprise entre 1 et 2 mm. [33]

PORTE et son équipe s'intéressent à la cavité adhésive décrite par LUTZ et revoient les schémas cavitaires : ils proposent une finition des parois à l'aide d'un biseau long.

FAUCHER et coll. proposent également la réalisation d'un chanfrein, encore peu répandu, mais mettent les praticiens en garde sur la difficulté de l'opération, les contre-indications dans les cas où l'émail est appauvri et le sacrifice de plus de tissus sains.

A la fin des années 70, arrivent les composites micro-chargés. L'effet mimétique de la dent est incomparable en raison d'une finition parfaite et d'un jeu de teintes adapté, mais ils ont l'inconvénient d'avoir un pourcentage d'absorption hydrique important et une expansion thermique trop élevée. Dans cette optique, quelques impératifs furent proposés par FAUCHER et coll. en 1984 [33] :

- Pour les classes III, le biseau cervical doit être soigné pour éviter tout hiatus ou surcontour.
- Pour les classes IV, un chanfrein périphérique augmentera l'esthétique, ou à défaut le biseau sera plus large (2-3 mm).
- Pour les classes V, la dentine recevra une rainure de contre-dépouille afin de pallier au manque de biseau cervical dans le cas où l'émail est amoindri. Cet impératif est toujours valable en 1990 et sera repris par LASFARGUES.

Cependant, ROTH et coll. trouvent un avantage à ces nouveaux composites : c'est la possibilité de réaliser un biseau allongé et passer d'une angulation de 25° à 45° [84].

Au vu des défauts majeurs des composites micro-chargés, les composites hybrides apportèrent dans les années 80 de meilleurs espoirs.

FARGE et coll. en 1991 proposent des indications de reconstructions complexes sur dents antérieures, dans des cas de classe IV et V étendues [32] :

- La forme de contour doit isoler la dent de la salive, les extensions ne sont plus nécessaires.
- La forme de convenance correspond à l'ouverture suffisante pour l'élimination de la dentine cariée et la mise en place du matériau et donne à la cavité une forme arrondie, elle est sensiblement différente d'une cavité pour obturation métallique
- La forme de résistance n'a plus lieu d'être avec les notions de collage, et au vue du module d'élasticité et de la résistance à la compression des composites hybrides : l'émail non soutenu peut être gardé.
- La finition des bords par biseautage est préconisée partout où cela est possible dans la cavité.

LAFARGUES et LEVY, en 1990, synthétisèrent les impératifs pour composites modernes en adjoignant quelques notions supplémentaires aux indications posées par FARGE. En effet, ils conseillent l'accès à la lésion selon le cas clinique par voie vestibulaire ou linguale. Il parle de la conservation du point de contact et propose différentes formes de finition des bords : le biseau à plan court (angle cavo-superficiel à 45°), le biseau à plan long (angle à 30°), le chanfrein qui est surtout utilisé sur les faces palatines où il y a des contacts oclusaux, les bords surplombant et les préparations sans biseau avec ou sans recouvrement par le matériau. [64]

#### 4.5.2.2 Restauration du secteur postérieur

La résistance à l'usure trop faible des composites hybride de premières générations et leur rétraction lors de la polymérisation ne donna pas la satisfaction attendue pour remplacer l'amalgame dans le secteur postérieur. Selon DAVIDSON en 1986, ils pourront être utilisés dans des cavités de petites dimensions et par conséquent avec un phénomène de rétraction diminué et soumises à des forces limitées. Dans un tel cas, le remplissage de la cavité est important et doit se faire par couches successives.

En 1987, APAP et AUBIER proposent la mise en œuvre des composites dans le secteur postérieur dans les cas de petites cavités de classe I et II. L'extension préventive n'est plus nécessaire, mais les fissures infiltrées pourront être légèrement élargies.

A ce propos, SIMONSEN introduit le scellement des puits et des fissures au composite fluide ou sealant qui permettra le traitement non chirurgical préconisé par LASFARGUES un peu plus tard.

La forme de convenance se limite à l'ouverture minimale suffisante pour l'accessibilité à la lumière destinée à la photopolymérisation et la mise en place du matériau. Les artifices de rétention sont devenus obsolètes. Après exérèse totale des tissus cariés, la cavité est rendue adhésive par arrondissement des angles, suppression des parois trop fines risquant de se fracturer lors de l'insertion du matériau ou suite au retrait de polymérisation et biseautage des bords cavo-superficiels même si la polémique sur sa nécessité dans le secteur postérieur commence à se répandre.



Figure 42 : Classe I et II pour molaire mandibulaire, d'après APAP et AUBIER, 1987 [64]

L'arrivée des composites universels et des formes compactables à la fin des années 90 permit d'élargir leurs indications dans le secteur postérieur à des cavités plus importantes.

LASFARGUES, en 1998, dans la présentation de son modèle médical préventif, présente les résines composites modernes comme « l'alternative la plus attractive à l'amalgame a condition de les utiliser dans un respect strict des protocoles ».

MOUNT en 2000, présente l'avantage d'étendre les interventions à minima sur des lésions carieuses importantes. Il fait intervenir les techniques de stratification et les techniques sandwich (utilisation conjointe des CVI et composites) pour des reconstitutions de lésions occlusales de Site 1, Stade 3 et 4 et de lésions proximales Site 2, Stade 3 et 4 selon la nouvelle classification en vigueur depuis 1997. Il conseille de chanfreiner les bords de l'émail.

### 4.5.3 La microdentisterie

#### 4.5.3.1 Evolution des concepts en dentisterie conservatrice

En 1997, au vu des performances nouvelles qu'apporte les résines composites, MOUNT et HUME proposent une nouvelle classification adaptée aux restaurations adhésives. LAFARGUES la modifie en ajoutant le stade 0 : stade de traitement sans cavitation nécessaire et faisant intervenir des traitements de prévention.

Il propose en 1998 de changer notre conception de la carie du modèle chirurgical invasif au modèle médical préventif. Il base ce nouveau concept sur la compréhension de la maladie pour en adapter les traitements et met l'accent sur les traitements peu ou pas invasifs comme le scellement des puits et fissures, la fluoruration, les gestes d'hygiène...

C'est le concept repris par GUEZ en 2003 sous le nom de microdentisterie.

#### 4.5.3.2 Nouveaux procédés de préparation des cavités

Du point de vu des lésions faisant intervenir une cavitation dans les sites proximaux (Site 2) de nouveaux modèles d'approche furent établis comme les cavités tunnel (ouvert ou fermé), connues depuis 1984 grâce à HUNT et KNIGHT, les cavités à accès vestibulo-lingual ou encore appelées cavités galeries ou « slot ».

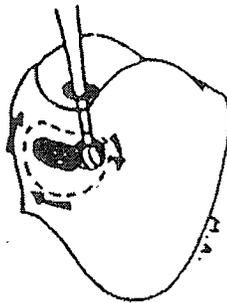


Figure 43 : Curetage d'une cavité tunnel occlusomésiale sur première prémolaire maxillaire

D'après APAP et AUBIER, 1987[64]

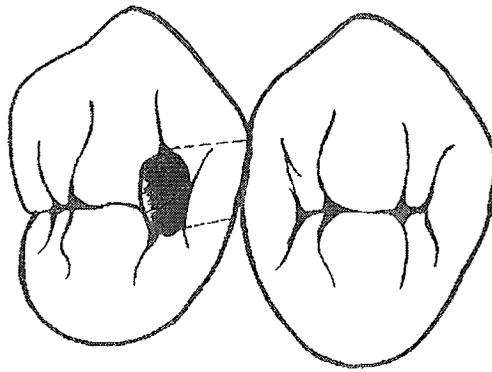


Figure 44 : Cavité réalisée à partir de la fossette marginale, Dessin de BESNAULT 2000, [80]

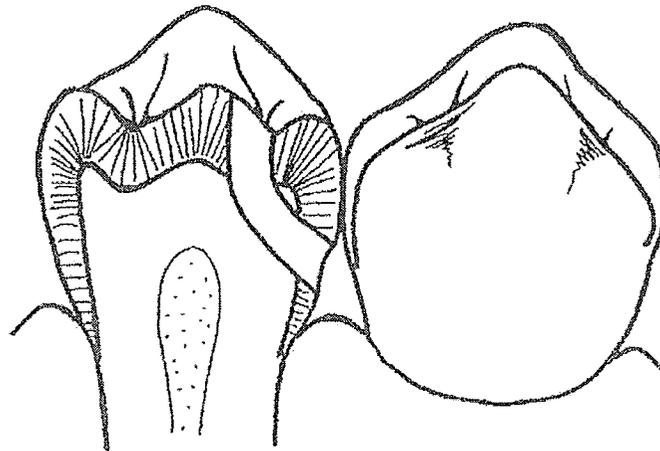


Figure 45 : Vue en coupe permettant d'apprécier le trajet du tunnel

Dessin de BESNAULT 2000, [80]

Pour les sites de type I (occlusaux), les cavités sont abordées par une effraction amélaire très réduite et un curetage dentinaire sélectif. [41]

Tous ces procédés furent facilités par l'arrivée de nouveaux moyens de détersion :

- Le système A.R.T.

Encore appelé S.M.A.R.T. (Social Medical Atraumatic restorative Treatment), ce système fait intervenir une nouvelle génération de matériaux d'obturations dits « bioactifs ». Les CVI en font partie et un nouveau matériau a vu le jour récemment: les verre alcalins, essentiellement représentés par Ariston®. [57]

Ce système fut, à l'origine, créé pour le traitement purement manuel dans les pays en voie de développement ne pouvant faire intervenir une instrumentation sophistiquée. Mais une étude récente menée par SMALES et coll. a montré qu'ils pouvaient être utilisés dans les lésions intéressant une face et pour le scellement des sillons. [13]

- Attaque chimique de la carie avec Carisolv®

GOLDMAN et KRONMAN introduisirent le procédé chimiomécanique d'éviction carieuse sous le nom de Caridex®, il fut actualisé sous le nom de Carisolv®. Il s'agit d'un gel d'hypochlorite de sodium et d'acides aminés qui va attaquer sélectivement la dentine infectée et laisser la dentine « affectée » en attaquant le réseau collagénique. [76] Le curetage fait suite avec des instruments manuels non sécants.

Ce procédé a l'avantage de laisser la dentine déminéralisée qui n'est pas atteinte par la maladie carieuse et permet un nouvel abord de l'économie tissulaire par « dissection chimique de la dentine ».

- La Sono et l'ultra-sono abrasion

Le principe consiste à utiliser des inserts diamantés montés sur générateurs de vibrations sonores ou ultrasonores. Ils sont particulièrement indiqués dans la réalisation des cavités à tunnel fermé et les cavités galeries à accès vestibulo-lingual. [91]

Le Sonicsys® Micro peut par exemple facilement attaquer la lésion par voie vestibulaire et le Sonicsysprep® Angle se charge volontiers de l'accès par abord occlusal dans la technique de tunnélisation. [80]

- Le L.A.S.E.R.

L'utilisation du L.A.S.E.R. dans le curetage de la carie est décrite dès 1973 par BALASTRE qui relate une expérience menée par GOLDMAN provoquant la volatilisation de la dentine atteinte sans échauffement pulpaire ni douleur. La partie carbonisée, légèrement adhérente à la dent, est enlevée par nettoyage. [4]

Le L.A.S.E.R. utilisé était à impulsions, une modernisation a permis l'utilisation du Yag.

Les indications de ce système restent très limitées en raison du coût et de la difficulté de mise en oeuvre. [91]

#### 4.5.3.3 Discussion sur la nécessité d'un biseau

En 2005, TURPIN et VULCAIN reprennent les différentes finitions de l'émail décrites par LASFARGUES et LEVY en 1990 pour la préparation des cavités pour composites. Les différentes formes sont choisies selon l'esthétique, l'étanchéité et la résistance du matériau.

Le biseau droit permet la meilleure intégration esthétique de la restauration. Il sera limité à 1mm et aura une angulation de 45°.

Le biseau concave permet une meilleure résistance à l'abrasion mais au détriment de l'esthétique, il sera limité aux faces palatines des dents antérieures et aux faces occlusales des molaires.

Depuis l'avènement des adhésifs de quatrième génération, la nécessité de finition des bords est discutée, et selon TURPIN et VULCAIN, elle serait contre-indiquée dans le secteur postérieur.

Une étude faite par AL-KHAFABI et JACOBSEN en 1982 montre une meilleure étanchéité lorsque la cavité n'est pas biseautée.

APAP et AUBIER en 1987 présentaient déjà leurs réserves quant à la nécessité d'un biseau dans la restauration des dents postérieures.

En 1990 et 91 ALDIN et coll. après avoir décrit l'intérêt du biseau long en 1989 étudient les différentes finitions des bords, ainsi que l'absence de biseautage au M.E.B. Ils remarquent un effritement du bord de l'obturation pour les préparations biseautées alors que la limite entre la cavité et le matériau d'obturation est nette et régulière sans biseau. Ils en concluent que si la finition des bords prend toute sa valeur dans le secteur antérieur, elle n'est pas justifiée pour les prémolaires et molaires.

## 4.6 Les préparations pour inlays onlays

### 4.6.1 Préparation pour inlays onlays métalliques

Au début du XX<sup>e</sup> siècle, les techniques de coulée à la cire perdue apportèrent une nouvelle approche de la reconstruction sur dents pulpées : les incrustations métalliques coulées (IMC). Il voit également les principes de préparation des cavités systématisés à tout type de reconstitution grâce à BLACK.

Dans un premier temps, il fut donc logique que les préparations cavitaires pour inlays onlays découlent directement de celle décrite pour les amalgames, à l'exception faite des impératifs liés à l'empreinte (encore directe à la cire).

La taille comprend de vastes extensions avec de larges isthmes, une queue d'aronde et un biseau occlusal très élargi.

La même année en 1907, juste après l'apparition des principes de BLACK, un précurseur proposa une taille, bien que fragile et mutilante, spécifique aux incrustations métalliques dans la préparation des cavités de classe II permettant de résoudre le problème de l'extension prophylactique.

En effet, RHEIN décrit le « slice-cut » qui perdura dans les esprits plus d'un demi-siècle.

Ce procédé consiste à réaliser une tranche sectionnée au disque et qui vient mourir au collet.

La carie mise à nu est retirée en réalisant une « box form », tel que BLACK l'avait décrite, élargie en occlusal par une queue d'aronde. Les bords cavo-superficiels de la cavité sont biseautés.

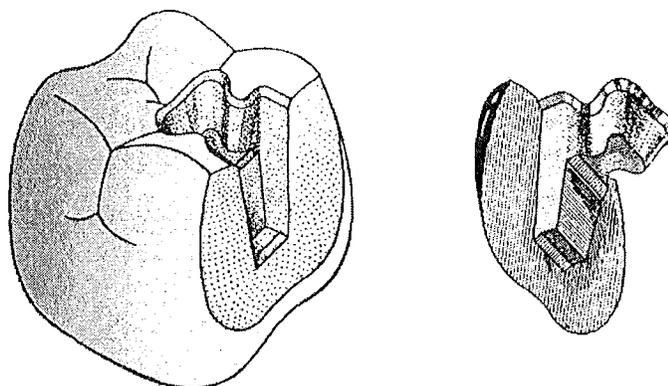
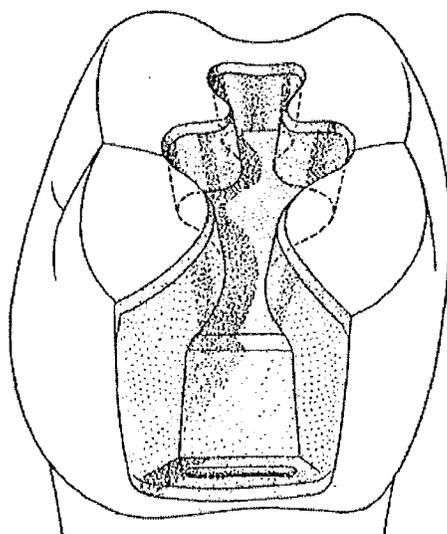


Figure 46 : Slice-cut et forme de la cavité faisant rappeler la « box-form » de BLACK

D'après RHEIN, 1907 [60]

En 1926, WARD reprend ses formes cavitaires pour amalgames pour en faire des cavités pour inlay. Pour cela, il suffit de supprimer la rétention axiale assurée par les parois de contre-dépouille qui empêcheraient l'empreinte et l'insertion du bloc métallique. Les rainures de rétention sont également évitées pour les mêmes raisons, sauf pour la rainure en cervical. La finition des bords se fait par biseautage.



**Figure 47 : Cavité de WARD pour incrustation métallique coulée**

**D'après WARD, 1926 [60]**

D'autres auteurs se sont intéressés aux tailles spéciales que nécessitent les inlays onlays.

En effet, BROWN en 1938 étudie des tailles spéciales. En 1953, INGRAHAM propose des préparations moins mutilantes avec son collaborateur TANNER grâce à une instrumentation rigoureuse (disques et ciseaux à émail), mais elle paraît complexe et peu pratique.

Enfin BOISSON propose une taille spéciale, reprise par MARAMASSE qui présente en 1976 ses cavités comme les moins mutilantes.

Ces dernières ne peuvent être réalisées qu'avec des alliages d'or très résistants (type II selon les normes A.D.A. de 1928) en raison de la masse de métal très faible en occlusal.

La grande particularité réside dans la suppression de la queue d'aronde selon le principe d'extension prophylactique de BLACK. La rétention n'est plus assurée que par une poutre étroite en occlusal et de petits puits dentinaires de 0.6mm. La jonction entre la cavité principale et la poutre d'extension étant fragile, BOISSON propose une forme en « fleur de lis ».

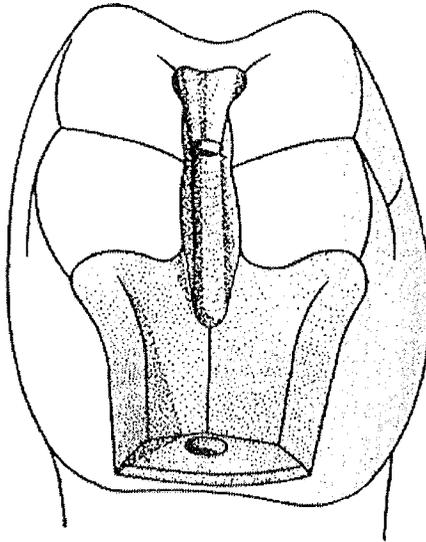


Figure 48 : Vue proximale de la cavité de BOISSON, dite en fleur de Lis

D'après MARMASSE, 1976 [60]

Les conceptions actuelles sont plus réduites en volume et moins étendues en surface. Retransmise par MOUREN et coll. en 1991, elle propose des angles vifs, un biseau occlusal incliné à  $15^\circ$  et des parois légèrement divergentes ( $6-8^\circ$ ) pour permettre la prise d'empreinte. La cavité secondaire est encore préconisée, mais l'isthme et la queue d'aronde seront les plus étroits possibles. La profondeur est, par contre grandement augmentée par rapport à une obturation en méthode directe. Le biseau cervical est plus marqué avec une inclinaison à  $60^\circ$ . Dans le cas de cavités extracoronaire (se rapprochant de la définition d'onlay), quelques différences résident dans la préparation d'un mur de recouvrement de la cuspide guide pour augmenter l'épaisseur de métal. Ce mur est chanfreiné et biseauté et la cuspide opposée est contre biseauté.

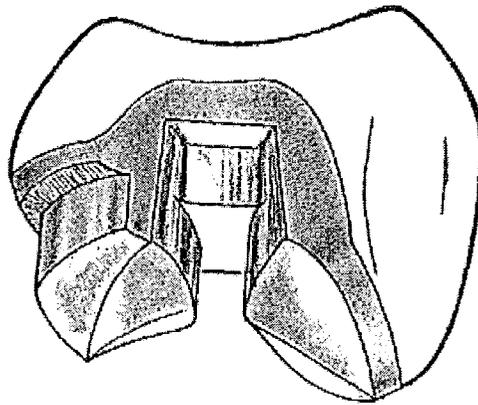


Figure 49 : Vue occlusodistale d'une cavité pour incrustation métallique coulée extracoronaire sur prémolaire supérieure D'après MOUREN et coll., 2005 [68]

Ce type de préparation est très délabrant, et des variantes ont été apportées pour économiser du tissu sain. Une limitation à une seule cuspidé ou à un seul versant pourra, par exemple être réalisée dans ce but.

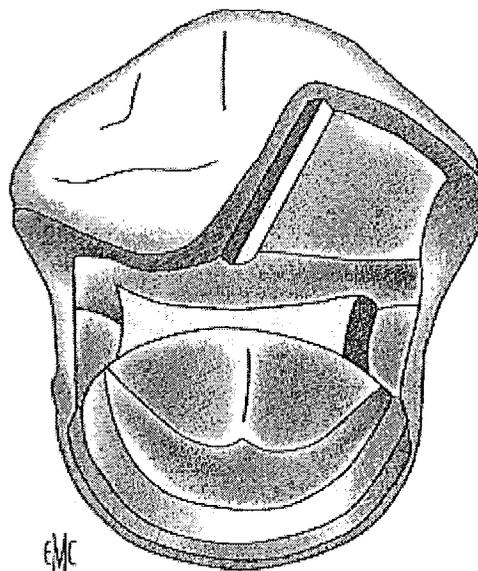


Figure 50 : Vue occlusodistale d'une cavité pour incrustation métallique coulée extracoronaire sur prémolaire supérieure : variante, D'après MOUREN et coll., 2005 [68]

## 4.6.2 Les préparations pour inlays onlays composites et céramiques et apport du collage

Les inlays onlays composites remontent aux essais de TOAUTI en 1981 et JAMES en 1983 qui réalisaient des incrustations composites moulées, puis collées dans la cavité. Les composites de laboratoire actuel ne sont plus comparables actuellement, il s'agit de composites micro-hybrides à haute densité de charge et l'incorporation de fibres permet encore leur renforcement. Les inlays onlays céramiques sont également d'apparition récente et fut permise grâce à l'avènement des céramiques très basse fusion. Le procédé Dicor® connu également un grand succès et permit la réalisation des premier inlays dans les années 80.

Avant l'apparition du collage, les éléments prothétiques étaient scellés à l'oxyde de zinc-eugénol, à l'orthophosphate de zinc, au ciment polycarboxylate, avec des silico-phosphates et récemment aux verres ionomères. Ces derniers sont encore largement utilisés pour leurs propriétés esthétiques et leur adhérence pour l'émail, la dentine et le métal. Mais les inlays-onlays composites et céramiques ne sont plus scellés dans la cavité mais collés.

Le collage a fait d'énormes progrès grâce à l'amélioration des systèmes composites pour l'adhésion et aux différents traitements de surface de l'intrados et de la dent. Par exemple, TIRLET évalua le traitement par sablage et mordantage à l'acide fluorhydrique de l'intrados des pièces en composite puis sa silanisation, et en déduisit comme étant le traitement le plus propice à l'adhésion. Ce procédé fut également repris pour le traitement de l'intrados des éléments en céramique.

L'avantage certain des principes de collage est la possibilité d'économie tissulaire et l'augmentation de l'étanchéité de la restauration. Nous allons voir en détail la préparation des cavités, ses avantages et ses impératifs.

### 4.6.2.1 Apport de l'économie tissulaire

Avant, cavité secondaire encore préconisée par KNELLESEN et DEGRANGE en 1984 pour stabilité et au vu des matériaux de collage de l'époque.

Poss garder certaines contre dépouilles qui seront comblées au CVI ou au laboratoire et ensuite avec le polymère de collage, permet de diminuer le délabrement. Le fond pourra lui aussi être aplani grâce à l'apposition d'un fond de cavité au CVI.

Ne nécessite plus l'extension aux sillons et au pont d'émail.

#### 4.6.2.2 Préparation cavitaire, principes à respecter

Les impératifs lors de la taille de la cavité furent détaillés par DUPONT et HARTER :

- Cavité sans angles vifs
- Fond plat
- Isthme large

En 1995 WATTS reprend les principes régissant la forme de l'isthme occlusal et préconise une profondeur entre 2 et 4mm pour éviter la fracture pour les inlays onlays composites.

TOAUTI en 1998 parle également de la dimension de l'isthme occlusal: éviter les isthmes trop étroits (sup à 1.5mm) et trop peu profonds (sup à 1.5mm). Il conseille aussi de corriger les angles aigus.

GUEZ en 2003 conseille une largeur comprise entre le tiers et la moitié de la distance intercuspidienne et une profondeur entre 1.5 et 2mm. (COMPOSITES)

D'autres modalités sont à prendre en compte lors de la taille :

- Il est communément admis que la limite cervical doit être juxta ou supra gingivales
- Ne pas polir la cavité contrairement aux IMC.
- Les parois sont de dépouille dans toute circonstance en vue de l'empreinte de la cavité, 5-10° selon NAMAN en 2002.

Concernant la finition de l'émail, les différents auteurs ne furent pas toujours du même avis.

Les bords chanfreinés (ou biseau concave) sont conseillé pour augmenter l'esthétique selon le constat de 1984 de KNELLESEN et DEGRANGE sur la préparation cavitaire en vue d'une restauration avec le procédé Dicor®.

La même année, pour les inlays onlays en composites encore au stade expérimental à cette époque, BROUILLER, FAUCHER et coll. insistent sur la réalisation d'un biseau proxio-cervical pour avoir une large surface d'émail mordancé augmentant la surface de collage, et sur la réalisation d'un chanfrein occlusal.

Le chanfrein cervical est aussi utilisé selon certains auteurs, il permet d'augmenter la qualité du joint collé et faciliter les procédures de finition.

En 2003, le chanfrein fut déconseillé par LAUFFENBURGER, ainsi que par NAMAN en 2002, lors de la préparation des cavités pour inlays onlays composites pour éviter la fracture du composite.

#### 4.6.2.3 Impératifs en fonction du matériau

Nous avons vu précédemment que la ligne de finition occlusale est différente selon que l'on réalise une cavité pour recevoir un inlay onlay en composite ou en céramique :

- Pour les inlays en composites, il faut éviter un surplomb trop important sinon il y aura risque de fracture du matériau. Les études récentes proposent d'éviter le chanfrein des bords.
- Pour inlays en céramique, les bords ne doivent pas se terminer en biseau, le chanfrein sera préféré pour augmenter la hauteur de matériau et éviter la fracture.

Dans la conception des restaurations assistées par ordinateur, le contour de la préparation dépend des caractéristiques du système fraisage et les cavités doivent avoir des formes simples, ce qui conduit parfois à un sacrifice de tissus sains inutile. [58]



**Figure 51 : Préparation cavitaire pour inlays onlays composites,**

**D'après NAMAN, 2002 [69]**



**Figure 52 : Inlays onlays composites réalisés,**

**D'après NAMAN, 2002 [69]**

## *5. Conclusion*

Le problème carieux a toujours préoccupé les hommes, dès le temps des pharaons, on a trace de personnes spécialisées dans la guérison des dents. Les progrès furent lents et parsemés d'obstacles.

La dentisterie conservatrice ne fut pas la préoccupation première et le traitement de l'odontalgie s'arrêtait trop souvent à l'avulsion des dents douloureuses. Mais des précurseurs comme HIPPOCRATE, ABULCASIS, PARE et FAUCHARD firent avancer la science médicale.

Depuis les travaux de BLACK, les obturations ont pu se faire avec une certaine rigueur et la découverte d'une formule stable de l'amalgame a permis d'ouvrir le champ d'une dentisterie restauratrice plus fonctionnelle et durable dans le temps. La restauration à l'or en feuille connue des Romains et retrouvée depuis le moyen âge est un véritable travail d'orfèvre. Elle a su prendre une place importante dans les restaurations du secteur antérieur.

La révolution du vingtième siècle en dentisterie restauratrice fut marquée par l'arrivée des matériaux composites. Ces derniers se sont affinés jusqu'à l'obtention de matériaux d'obturation universels et permirent des recherches de cavités toujours plus économes en tissus dentaires grâce à une nouvelle approche de la carie vers un modèle médical préventif.

Les techniques indirectes ouvrirent de nouveaux horizons quant au traitement des caries importantes et la technologie des composites et des systèmes adhésifs leur fut salutaire et généralisa le concept de préparations à minima.

L'aspect esthétique a su orienter les recherches sur des matériaux toujours plus photomimétiques sans laisser de côté l'aspect fonctionnel. Les céramiques et les composites de laboratoire apportèrent leur contribution.

Toujours dans l'optique de garder le plus de tissus sains, de nouveaux systèmes furent récemment proposés en remplacement des techniques manuelles et rotatives à la fraise pour l'ablation des tissus lésionnels. Les techniques sono-abrasives et chimico-mécaniques firent leurs preuves, mais le L.A.S.E.R. ne pu encore trouver sa place en raison de son coût excessif. La technique A.R.T. développée pour les pays n'ayant pas libre accès à la technologie su prendre une place dans tous ces nouveaux systèmes en corrélation avec l'utilisation de nouveaux matériaux dits « bioactifs ».

Les recherches actuelles se tournent vers une régénération tissulaire et vers des concepts toujours plus préventifs.



## *6. Table des matières*

1	. Introduction .....	1
2	. Thérapeutique à travers les âges .....	3
2.1	L'antiquité : les prémices de la dentisterie.....	4
2.1.1	La Mésopotamie.....	4
2.1.2	La Chine.....	5
2.1.3	Les Egyptiens.....	5
2.1.4	Les Etrusques .....	8
2.1.5	Les Grecs .....	9
2.1.6	Les Hébreux .....	10
2.1.7	Les Romains.....	10
2.1.8	L'Amérique précolombienne .....	12
2.2	Le Moyen-Âge et la renaissance .....	12
2.2.1	L'empire romain d'Orient et le monde arabe : influence sur l'Europe.....	12
2.2.2	En occident médiéval .....	14
2.2.2.1	La période monastique .....	14
2.2.2.2	La période scolastique.....	14
2.2.3	La renaissance .....	15
2.3	Les temps modernes .....	16
2.3.1	Le XVII <sup>e</sup> siècle, où l'époque des charlatans .....	17
2.3.2	Le siècle de Pierre FAUCHARD [34] .....	18
2.4	Les XIX <sup>e</sup> et XX <sup>e</sup> siècles .....	18
2.4.1	Les produits et matériaux à usage provisoire.....	19
2.4.2	Les matériaux d'obturation définitifs.....	21
2.4.2.1	Les amalgames .....	21
2.4.2.2	Les ciments verre ionomères.....	22
2.4.2.3	L'or.....	22
2.4.2.4	Les ciments silicates et les composites.....	23
2.4.2.5	Les incrustations coulées métalliques et les incrustations de verre et de porcelaine.....	24
2.4.3	Evolution de l'instrumentation rotative .....	25

3	. Evolution des matériaux d'obturation.....	27
3.1	Les ciments d'obturation.....	28
3.1.1	Les ciments silicates .....	28
3.1.1.1	Composition .....	28
3.1.1.2	Fabrication.....	29
3.1.1.3	Réaction de prise .....	29
3.1.1.4	Avantages des ciments silicates .....	30
3.1.1.5	Inconvénients des ciments silicates :.....	30
3.1.2	Les ciments verre ionomères.....	31
3.1.2.1	Définitions .....	31
3.1.2.2	Classification.....	31
3.1.2.3	Composition et rôle des constituants.....	32
3.1.2.4	Réaction de prise et structure finale obtenue.....	34
3.1.2.5	Avantages des CVI.....	35
3.1.2.6	Inconvénients des CVI .....	36
3.2	L'or en dentisterie conservatrice. ....	38
3.2.1	Or à aurification .....	38
3.2.1.1	Les différents formes d'or utilisées.....	38
3.2.1.2	Fabrication.....	38
3.2.1.3	Le recuit.....	39
3.2.1.4	Propriétés de l'or et indications.....	39
3.2.1.5	Condensation et manipulation.....	40
3.2.2	Alliages de coulée pour inlays onlays.....	41
3.2.2.1	Choix des alliages pour inlays onlays .....	42
3.2.2.2	Classification et normes des alliages pour inlays onlays d'obturation 43	
3.2.2.3	Les métaux constitutifs des alliages : influence intrinsèque et effet sur la coulabilité. ....	44
3.2.2.4	Durcissement pour les alliages .....	45
3.2.2.5	Propriétés des alliages .....	46
3.3	L'amalgame dentaire .....	48
3.3.1	Définitions.....	48
3.3.2	Composition.....	48

3.3.2.1	Le mercure.....	48
3.3.2.2	Les poudres métalliques .....	49
3.3.2.3	Classification des poudres métalliques.....	52
3.3.3	Rôle des différents constituants .....	54
3.3.3.1	L'argent .....	54
3.3.3.2	L'étain .....	54
3.3.3.3	Le cuivre.....	55
3.3.3.4	Le zinc .....	55
3.3.3.5	Les composants accessoires .....	55
3.3.4	Structure.....	56
3.3.4.1	Les phases métallurgiques.....	56
3.3.4.2	Réaction de prise .....	58
3.3.5	Propriétés des différent amalgames .....	59
3.3.5.1	Propriété physiques .....	59
3.3.5.2	Propriétés chimiques et électrochimiques : résistance à la corrosion	60
3.3.5.3	Propriétés biologiques .....	61
3.4	Les matériaux composites .....	62
3.4.1	Définitions.....	62
3.4.2	Evolution des systèmes adhésifs .....	62
3.4.3	Classifications des composites.....	64
3.4.3.1	Classification selon le mode de polymérisation .....	64
3.4.3.2	Classification selon la composition.....	64
3.4.3.3	Classification clinique .....	67
3.4.3.4	Les composites et dérivés qui ne sont pas répertoriés dans les classifications ci-dessous.....	67
3.4.4	Composition.....	68
3.4.4.1	La matrice.....	68
3.4.4.2	Les charges .....	69
3.4.4.3	L'agent de couplage .....	71
3.4.5	Réaction de prise.....	72
3.4.5.1	Amorçage .....	72
3.4.5.2	Propagation.....	72
3.4.5.3	Terminaison.....	72
3.4.6	Propriétés .....	72

3.4.6.1	Propriétés physico-chimiques.....	72
3.4.6.2	Les propriétés mécaniques .....	74
3.4.6.3	Les propriétés optiques et radiographiques .....	75
3.4.6.4	Les propriétés biologiques.....	75
3.5	Les céramiques dentaires.....	76
3.5.1	Définition .....	76
3.5.2	Classification des céramiques .....	76
3.5.2.1	Ancienne classification selon la température de fusion .....	76
3.5.2.2	Classification selon la nature chimique.....	77
3.5.2.3	Classification selon la microstructure .....	77
3.5.2.4	Classification selon le procédé de mise en forme .....	78
3.5.3	Composition.....	79
3.5.3.1	Composition physique.....	79
3.5.3.2	Composition minéralogique .....	80
3.5.3.3	Composition chimique .....	80
3.5.4	Fabrication industrielle et mise en forme des céramiques feldspathiques .....	82
3.5.5	Propriétés .....	83
3.5.5.1	Propriétés mécaniques.....	83
3.5.5.2	Propriétés physiques.....	84
3.5.5.3	Propriétés biologiques .....	84
3.5.6	Les systèmes les plus utilisés pou la confection d'inlays onlays.....	85
3.5.6.1	Le système Empress II® .....	85
3.5.6.2	Les systèmes Cerec3® et Cerec lab® .....	85
4	. Evolution des préparations cavitaires en fonction des matériaux.....	87
4.1	Classifications des types de cavités et des pertes de substance.....	88
4.1.1	Avant les principes de BLACK .....	88
4.1.2	Ancienne classification : les cavités dites de BLACK.....	89
4.1.2.1	La classification originelle .....	89
4.1.2.2	Modifications apportées à la classification de BLACK [90] .....	89
4.1.3	La classification Si/Sta.....	90
4.2	La mise en forme pour l'aurification.....	91
4.2.1	Les principes de BLACK.....	91
4.2.1.1	La forme de contour extérieur .....	92

4.2.1.2	La forme de résistance.....	92
4.2.1.3	La forme de rétention .....	93
4.2.1.4	La forme de convenance.....	93
4.2.1.5	Ablation des tissus cariés restants .....	94
4.2.1.6	La finition des parois d'émail.....	94
4.2.1.7	Le toilettage de la cavité.....	94
4.2.2	Evolution des principes de BLACK pour la technique d'aurification.....	94
4.2.2.1	Approche de la taille des cavités pour aurification selon BLACK ...	94
4.2.2.2	Les apports de WOODBURY .....	98
4.2.2.3	Les cavités modernes de FERRIER .....	99
4.2.2.4	Cas particulier des cavités de classe IV selon Mc GEHEE.....	100
4.2.2.5	Modifications apportées à la préparation par l'arrivée de l'or mat Goldent® .....	100
4.3	La préparation des cavités pour ciments silicates .....	101
4.3.1	Les restrictions de préparation cavitaire .....	102
4.3.1.1	La forme de rétention .....	102
4.3.1.2	L'extension prophylactique.....	102
4.3.1.3	La finition des bords.....	102
4.3.2	La préparation des cavités.....	102
4.3.2.1	Cavité de classe III .....	102
4.3.2.2	Cavité de classe V .....	103
4.4	Evolution de la stratégie de préparation cavitaire pour amalgame .....	104
4.4.1	De la fin des années 1920 jusqu'au début des années 1950.....	104
4.4.1.1	Les travaux de WARD .....	104
4.4.1.2	Les auteurs de la fin des années 30 jusqu'au début des années 50 .	105
4.4.1.3	La concrétisation de 20 années de réflexion par MARKLEY.....	107
4.4.2	Des années 50 aux années 90.....	108
4.4.2.1	Influence des études expérimentales sur le profil des cavités.....	108
4.4.2.2	Les travaux de GILMORE .....	110
4.4.2.3	Les travaux de RODDA .....	110
4.4.2.4	Les travaux d'ALMQUIST .....	111
4.4.2.5	Les travaux de ROTH, ROZET et KNOCHE .....	112
4.4.2.6	Les travaux d'ELDERTON.....	113
4.4.2.7	Les travaux de STURDEVANT.....	114

4.4.3	Les années 90, concepts actuels .....	115
4.5	Changement des concepts de préparation avec les composites.....	117
4.5.1	Les années 70 : l'ère de l'adhésion amélaire .....	118
4.5.2	Evolution consécutive à l'évolution des matériaux composites .....	121
4.5.2.1	Restauration des dents antérieures .....	121
4.5.2.2	Restauration du secteur postérieur .....	122
4.5.3	La microdentisterie .....	124
4.5.3.1	Evolution des concepts en dentisterie conservatrice .....	124
4.5.3.2	Nouveaux procédés de préparation des cavités.....	124
4.5.3.3	Discussion sur la nécessité d'un biseau.....	126
4.6	Les préparations pour inlays onlays .....	127
4.6.1	Préparation pour inlays onlays métalliques .....	127
4.6.2	Les préparations pour inlays onlays composites et céramiques et apport du collage 132	
4.6.2.1	Apport de l'économie tissulaire .....	132
4.6.2.2	Préparation cavitaire, principes à respecter.....	133
4.6.2.3	Impératifs en fonction du matériau .....	134
5	. Conclusion.....	135
6	. Table des matières.....	137
7	. Bibliographie.....	144



# 7. Bibliographie



1. Aldin P., Goldberg M., Nelot D., Fortier J.P. Collages et prismes de l'émail. Actual. Odontostomatol., 1989,167, 609-618.
2. Aldin P., Goldberg M., Nelot D., Fortier J.P. Collages et prismes de l'émail. Actual. Odontostomatol., 1990, 171, 379-391.
3. André-Bonnet J.L. Histoire générale de la chirurgie dentaire. Lyon : Editions du Fleuve, 1955, 252p.
4. Balastre R. L.A.S.E.R. en Odontologie. Actual. Odonto-Stomatol., 1973, 27, 785-794.
5. Berard R. Comment se pratiquaient les soins dentaires au XIXe siècle. Inf. Dent., 1994, 76(40), 3747-3757.
6. Bercy P. Et al. L'amalgame dentaire, acquisition récente. Questions Odonto-Stomatol., 1985, 10(40), 325-336.
7. Besnault C., Colon P. L'adhésion aux tissus dentaires. Rev. Odonto-Stomatol., 2000, 29(4), 209-216.
8. Bohin F. Adhésifs amelo-dentinaires, composites, amalgames, lampes à polymériser. Inf. Dent., 1998, 8, 501-506.
9. Bohin F. Les compomères. Inf. Dent., 1999, 40, 3073-3078.
10. Bohin F. Les composites condensables. Inf. Dent., 1999, 37, 2727-2730.
11. Bonsack C. La stratégie de préparation des cavités Actual. Odonto-Stomatol., 1947-48,4, 341-380.
12. Brugirard J. et al. Etat actuel des alliages semi-précieux pour applications odontologiques. J. Biomater. Dent., 1986, 2(2), 99-115.
13. Bruneau P. Techniques ART (traitement de restauration atraumatique) dans le traitement des caries : revue de littérature. Clinic, 2005, 1(26), 1-60.
14. Cabanès A. Dents et dentistes à travers l'histoire. Paris : Laboratoire Bottu, 1928, 13-25.

15. Caputo A.A., Matyas J. Une nouvelle génération d'alliages à haute teneur en palladium. J. Biomater. Dent., 1986, 2(4), 253-256.
16. Ciucchi B. La bataille du collage 2000-2001 Rev. Odonto-Stomatol., 2002, 31, 163-176.
17. Ciucchi B., Holtz J., Baume L.J., Herr P. Les traitements dentaires conservateurs. Schweiz. Monatsschr. Zahnmed., 1978, 9, 1001-1019.
18. Colombat G. Les biomatériaux alternatifs à l'amalgame. Thèse Doct. Etat. Nancy., 2002, 151p.
19. Colon P. Verres ionomères et pratique hospitalière. Rev. Prat. Hosp. Univ., 2005, 23.
20. Cordary P. Evolution du cabinet dentaire au cours du siècle. Thèse Doct. Etat. Nancy, 1996- 1<sup>e</sup> vol., 33-37, 130-138, 164-185.
21. Cordary P. Evolution du cabinet dentaire au cours du siècle. Thèse Doct. Etat. Nancy, 1996- 2<sup>e</sup> vol., 4-16, 49-65, 77-82.
22. Dagen G. Histoire de l'art dentaire en France principalement à Paris. Paris : Edition de la semaine dentaire.
23. Daigne V. Histoire de la carie dentaire dans les civilisations européennes et Moyen-orientales des origines au XVII<sup>e</sup> siècle. Thèse Doct. Etat. Paris5, 2003, 119p.
24. David P. l'odontologie restauratrice à travers les ages. Thèse Doct. Etat. Montpellier, 1988, 132p.
25. Davidson C. A propos des résines composites à usage postérieur. Actual. Odonto-stomatol., 1986, 153, 9-16.
26. Dechaume M., Huard P. Histoire illustrée de l'art dentaire .Paris : R.Dacosta, 1977, 9-257, 289-305, 591-615.
27. Degrange M. Obturation coronaire : Quel matériau pour quelle technique ? Chir. Dent. Fr. 1997, 67(864), 22-23.
28. Degrange M., Knellesen C. Les inlays onlays en vitro céramique : vers une nouvelle forme de dentisterie restauratrice Cah. Proth., 1987, 60, 149-163.
29. Dejean F. Evolution de la dentisterie restauratrice au XX<sup>e</sup> siècle. Thèse Doct. Etat. Toulouse, 1996.

30. Devrière A. Les matériaux de restauration utilisés en art dentaire des origines à nos jours. Thèse Doct. Etat. Reims, 1993.
31. Dietschi D. Technique de restauration au composite par couches successives dans le secteur incisif. *Alternatives* 2002, 13, 3-13.
32. Farge P., Seux D., Bonin Ph. Reconstitutions complexes sur dents pulpées. Editions techniques. *Encycl. Méd. Chir., Stomatologie-Odontologie*, 23-146- A-10, 1991, 8p.
33. Faucher A.J., Elbaum R., Koubi G.F., Pignoly C., Brouillet J.L. Utilisation clinique des différents composites en fonction des diverses indications. *Actual. Odonto-stomatol.*, 1984, 147, 469-484.
34. Ferredj N. Histoire de l'art dentaire de l'Antiquité à nos jours. Thèse Doct. Etat. Paris, 1985.
35. Fouret P., Janot F., Monier A., Monier T. Pathologie et thérapeutique dans l'ancienne Egypte. *Actual. Odonto-stomatol.*, 1991, 176.
36. Fouret P., Monier T. et al. L'art dentaire chez les Etrusques. *Actual. Odonto-Stomatol.*, 1993, 183, 345-359.
37. Girardin C. L'art dentaire dans l'Egypte pharaonique. Thèse Doct. Etat. Nancy, 1982, 4-157.
38. Godon Ch. Dentisterie opératoire. Paris : Baillière et fils, 1912, 323p.
39. Gonthier S., Desreumaux-Gonthier M. Evolution des composites antérieurs. *Clinic.* 2002, 23(3), 157-163.
40. Gonthier S., Sitbon K., Degrand M. Composites compactables et fluides. *Clinic.* 2000, 6, 399-406.
41. Guez G. Nouveaux matériaux en dentisterie restauratrice *Inf. Dent.*, 2003 ; 85(12), 763-767.
42. Guitton J. Evolution des tailles de cavité selon l'évolution des matériaux. Thèse Doct. Etat. Reims, faculté de chirurgie dentaire, 2002.
43. Hewlett ER, Caputo A.A., Wrobel DC. Glass ionomer bond strength and treatment of dentin with polyacrylic acid. *J Prosthet. Dent.*, 1991, 66, 767-772.
44. Jarrige J.F. Nos ancêtres les dentistes. *Fil Dent.*, 2006, 13, 4.

45. Jonas P., Morand J.M. Les CVI en dentisterie. Données les plus récentes. *Inf. Dent.*, 1986, 13, 1135-1149.
46. Jordar E. *Esthetic composite bonding. Techniques and materials* Mosby Year Book 1991.
47. Joris R. Ambroise Paré (1510-1590), précurseur de l'art dentaire. *Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.*, 2004, 5, 543-544.
48. Joris R. Deux rénovateurs de la médecine : Paracelse et Ambroise Paré. *Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.*, 2004, 6, 627-629.
49. Joris R. L'art dentaire et les Arabes. *Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.*, 2003, 10, 1112-1114.
50. Joris R. La médecine dentaire au XVII<sup>e</sup> siècle *Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.*, 2003, 113(12), 1323-1324.
51. Kamann W K. L'obturation par aurification *Clinic.*, 2000, 21(10), 711-716.
52. Kamoun P. Evolution du concept de préparation des inlays-onlays d'obturation en fonction des matériaux utilisés. Thèse Doct. Etat. Paris, 1989.
53. Lasfargues J.J., Kaleka R., Louis J.J. Le concept Sista, un nouveau guide thérapeutique en cariologie. *Real. Clin.*, 2000, 11, 103-122.
54. Lasfargues J.J Evolution des concepts en odontologie conservatrice. *Inf. Dent.*, 1998, 40, 3111-3124.
55. LauffenBurger P. Les composites de laboratoire en Odontologie conservatrice. *Chir. Dent. Fr.*, 2003, 73(1117), 17-25.
56. Laurent C. Reconstitution aux composites. Thèse Doct. Etat. Nancy, 1995, 36-97.
57. Laurent E., Rilliard F. Protection et adhésion dentinaire sur dent vivante aujourd'hui...et devant le rester demain. *Rev. Odonto-Stomatol.*, 1999, 2, 91-101.
58. Magne P., Dietschi D., Holtz J. Restauration esthétique des dents postérieures *Rev. Int. Parodont. Dent. Restaur.*, 1996, 16, 104-119.
59. Marcot A. L'or dans l'antiquité classique utilisation en dentisterie. Thèse Doct. Etat. Nancy, 2000, 116p.

60. Marmasse A. Dentisterie opératoire-Dentisterie restauratrice Paris, Baillière J.B., 1976, 14-652.
61. Maytié A. Evolutionary aspects of dental caries from prehistoric to modern times. Actual. Odonto-stomatol., 1973, 27(104), 767-784.
62. Melcer J. La forme des cavités d'obturation. Inf. Dent., 1978, 4, 45-57.
63. Meyer J.M. ANA 2000 : un alliage pour amalgame dentaire très riche en cuivre. Inf. Dent. 1987 ; 17 : 1485-1498.
64. Mongiat S. Evolution des concepts de préparation cavitaire pour matériaux plastiques. Thèse Doct. Etat. Nancy, 1996, 159p.
65. Morandi B. Evolution des matériaux d'obturation dentaire esthétiques des ciments silicates aux verres ionomères. Thèse Doct. Etat. Paris, 1985.
66. Moulin P., Soffer E., Dukhan J.Y. Alliages précieux en odontologie. Editions techniques. Encycl. Méd. Chir., Stomatologie-Odontologie, 23-065-P-10, 2002, 8p.
67. Mount G.J. Lésions avancées et intervention à minima. Clinic., 2000, 10685-694.
68. Mouren G., Roux C., Pignoly C., Brouillet J.L. Restaurations postérieures par incrustations métalliques coulées. Editions techniques. Encycl. Méd. Chir., Stomatologie-Odontologie, 23-138- M-10, 2005, 10p.
69. Naman M. Les inlays onlays en composite Columbus en omnipratique. Clinic., 2002, 23, 225-237.
70. Nataf D. Magie, médecine et art dentaire dans l'Égypte Pharaonique. Rev. Odonto-Stomatol., 1988, 17(4), 323-332.
71. Nataf D. Magie, médecine et art dentaire dans l'Égypte Pharaonique. Rev. Odonto-Stomatol., 1989, 18(1), 31-41.
72. Neiburger E. Dentistry in ancient mesopotamia. J. Mars. Dent. Soc., 2000, 49(2), 16-19.
73. O'Brien W.J., Ryge G. Les Matériaux dentaires : Précis et guide de choix. Saint-Jean (Quebec) : Préfontaine, 1982, 989-411.
74. Ogolnik R., Denry I., Picard B. Matériaux minéraux. Paris : Masson, 1992, 96p-(Cahiers des biomatériaux dentaires).

75. Ogolnik R., Denry I., Picard B. Matériaux organiques. Paris : Masson, 1992,106p-(Cahier des biomatériaux dentaires).
76. Opsahl-Vital S., Bkhir C., Muller C., Lasfargues J.J. Traitement Chimico-mécaniques des lésions carieuses. Indications cliniques sélectives. *Inf. Dent.*, 2004, 24, 1567-1579.
77. Piernera Palmieri L. Utilisation actualisée des ciments verre ionomères en odontologie conservatrice. Thèse Doct. Etat. Nancy, 1995,223p.
78. Poujade J.M., Zerbib C., Serre D. Céramiques dentaires. Editions techniques. *Encycl. Méd. Chir., Stomatologie-Odontologie*, 23-065-G-10, 2003, 11p.
79. Pradelle-Plasse N., Girard S., Pradelle X. Place des matériaux bioactifs dans le traitement lésionnel de la maladie carieuse. *Rev. Odonto-Stomatol.*, 2000, 29(4), 233-241.
80. Pradelle-Plasse N., Kuhn G. Apport des techniques sono-abrasives dans l'élaboration des cavités proximales. *Rev. Odonto-Stomatol.*, 2000, 29(4), 225-231.
81. Regard R. Amalgames dentaires : données scientifiques, recommandations et information des patients. Conseil National de l'ordre des chirurgiens dentistes. Paris : Ordre National des chirurgiens-dentistes, 1999, 10-31.
82. Rombauts A. Pathologie et thérapeutique dentaire dans l'Egypte pharaonique. Thèse Doct. Etat. Paris, 1982, 1-150.
83. Rompen E., Charpentier M. Eviction des tissus cariés par le système caridex. *Rev. Odont-Stomatol.*, 1989, 18, 13-19.
84. Roth F. Quinze ans d'histoire : trois générations ou l'évolution des matériaux composites. *Rev. Odonto-Stomatol.*, 1983, 12(1).
85. Roth F., Rozet J.F., Konoche J.F. Réflexion à propos de l'évolution des cavités pour amalgame *Inf. Dent.*, 1979, 44, 4011-4017.
86. Samama Y.,Attal J.P., Moatty F. Elements d'une dentisterie restauratrice raisonnée *Réal. Clin.*, 1995, 6(1), 33-44.
87. Sorg T. et al. Amalgames classification et évaluation. *Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.*, 1989, 99(10), 1164-1173.
88. Tounelin-Chemla F., Lasfargues J.J. Formes actuelles des préparations pour amalgames. *Inf. Dent.* ,1994, 10, 809-821.

89. Turpin P. L'art dentaire sous l'antiquité Romaine. Thèse Doct. Etat. Lille, 1981, 2-26, 47-51, 60-75.
90. Turpin Y.L., Vulcain J.M., Lemenn A. Classification topographique des pertes de substance dentaire des préparations et des restaurations. Editions techniques. Encycl. Méd. Chir., Stomatologie-Odontologie, 23-069- A10, 1995, 3p.
91. Turpin Y.L., Vulcain J.M., Lemenn A. Principes généraux de préparation des dents en vue de leur restauration. Editions techniques. Encycl. Méd. Chir., Stomatologie-Odontologie, 23-070-C-10, 2005, 6p.
92. Van Meerbeek B., Perdigao J., Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. J. Dent., 1998, 26, 1-20.
93. Van Meerbeek B., Lambrechts P, Vanherle G. Facteurs cliniques influençant la réussite de l'adhésion à l'émail et à la dentine. Réal. Clin., 1999, 10, 175-195.
94. Wolfgang F. Compétences en composites. Reflect, 2003, 4-6.
95. Zyman P. et al. Evolution des matériaux composites en odontologie conservatrice. Rev. Odonto-Stomatol., 2000, 4(29), 217-224.

#### Références internet

96. [www.erzida.com/cartesmesopotamie.htm](http://www.erzida.com/cartesmesopotamie.htm), consulté le 04/02/07
97. [fr.wikipedia.org/wiki/Image:%C3%89trurie.png](http://fr.wikipedia.org/wiki/Image:%C3%89trurie.png), consulté le 04/02/07
98. [www.scholarsresource/browse/work/2144582088](http://www.scholarsresource/browse/work/2144582088), consulté le 10/02.07





## FACULTE D'ODONTOLOGIE

Jury : Président : A. FONTAINE – Professeur de 1er Grade  
Juges : C. AMORY – Maître de Conférences des Universités  
Y. SIMON – Assistant Hospitalier Universitaire  
F. HOUZELOT – Docteur en Chirurgie Dentaire

### Thèse pour obtenir le diplôme D'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

présentée par: **Monsieur MONTAGNE Patrick**

né(e) à: **METZ (Moselle)**

le **22 décembre 1980**

et ayant pour titre : «**Matériaux d'obturation et préparation cavitaires : évolution à travers le temps**»

Le Président du jury,



A. FONTAINE



Autorise à soutenir et imprimer la thèse

2734 .

NANCY, le 29 MAR. 2007

Le Président de l'Université Henri Poincaré, Nancy-1





**MONTAGNE (PATRICK).** – Matériaux d'obturation et préparations cavitaires : évolution à travers le temps

Nancy 2007, 151p. : 52 ill.

Th. : Chir-Dent. : Nancy-I : 2007

**MOTS CLES :**

- Odontologie conservatrice	- Matériaux d'obturation
- Amalgame	- Composite
- Cavités carieuses	

**MONTAGNE (PATRICK) – Matériaux d'obturation et préparations cavitaires : évolution à travers le temps.**

**Th. : Chir-Dent. : Nancy-I: 2007**

Le processus carieux n'a pas toujours été un centre d'intérêt dans une profession qui a mis longtemps à se construire. Les différents matériaux dans la reconstruction de l'organe dentaire ont longtemps été le fruit de recettes farfelues jusqu'à l'arrivée de biomatériaux plus sérieux tel que l'amalgame, l'or et les résines composites.

La préparation des cavités carieuses a également évolué en parallèle avec l'évolution des matériaux et s'est orientée vers la conservation maximale de tissus dentaires sains. Cette économie tissulaire fut améliorée avec l'apparition des systèmes de collage et l'arrivée de nouvelles techniques de préparation des cavités.

Dans une première partie, nous suivrons l'évolution de la dentisterie conservatrice et les matériaux proposés lors des différentes époques.

La deuxième partie traitera des matériaux d'obturation ayant marqué ces deux derniers siècles.

Enfin nous terminerons par l'étude des schémas cavitaires et leur évolution en fonction des matériaux.

Cet ouvrage retranscrit sommairement les périodes marquantes qui ont permis au métier de dentiste d'aboutir à une profession reconnue et nous renseigne sur l'évolution des matériaux dentaires et de la taille des cavités carieuses pour aboutir à la microdentisterie, pratique actuelle de la thérapeutique d'odontologie conservatrice.

<u>M. A. FONTAINE</u>	<u>Professeur de 1<sup>er</sup> Grade</u>	<u>Président</u>
M. C. AMORY	Maître de Conférences	Juge
M. Y. SIMON	Assistant Hospitalier Universitaire	Juge
M. F. HOUZELOT	Docteur en Chirurgie Dentaire	Juge

**Adresse de l'auteur :** Patrick MONTAGNE  
4, rue du Pré Jodin  
54920 Villers-la-Montagne