

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

ANNEE : 2003

THESE N°2826

THESE

Pour le Diplôme d'Etat de

DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Par

Mme NORMAND Christelle épouse CHAMPSAUR
Née le 05 octobre 1970

Présentée et soutenue publiquement le 20 juin 2003

**COMPARAISON DES INLAYS-ONLAYS
COMPOSITES ET METALLIQUES**

JURY

Président : M. le Professeur Bernard GIUMELLI
Assesseur : M. le Professeur Luc HAMEL
Directeur : M. le Docteur Yves AMOURIQ
Assesseur : Mlle. le Docteur Brigitte PERRON

.....INTRODUCTION

I. GENERALITES

1. HISTORIQUE et DEFINITION

1.1 Historique

1.2 Définition

2. LES DIFFERENTES POSSIBILITES THERAPEUTIQUES DE RESTAURATIONS PARTIELLES

2.1 Restaurations partielles métalliques

2.1.1. L'amalgame

2.1.2. Incrustation métallique

2.1.3. Incrustation métallique céramisée

2.2 Restaurations partielles esthétiques

2.2.1. Inlay/onlay céramique et CAO/FAO

2.2.2. Restauration composite

- **Technique directe**

- **Technique semi-directe**

- **Technique indirecte**

3. EXAMEN CLINIQUE et INDICATIONS/CONTRE-INDICATIONS GENERALES

3.1. Critères généraux

3.1.1. Motif de la consultation

3.1.2. Maladies à risques

3.1.3. Habitudes

3.2. Considérations biologiques

3.2.1. Hygiène et considérations parodontales

3.2.2. La vitalité pulpaire

3.3. Critères fonctionnels

3.3.1. Les parafunctions

3.3.2. Evaluation de l'occlusion

- Examen de dépistage
- Examen statique
- Examen dynamique

⇒ Indications d'un inlay ou onlay ?

⇒ Indications générales

⇒ Contre-indications générales

4. LES MATERIAUX

4.1. Bases et Fonds de cavité

4.1.1. Ciments $\text{Ca}(\text{OH})_2$ à l'hydroxyde de calcium

4.1.2. Ciments verres ionomères conventionnels

4.1.3. Ciments verres ionomères modifiés

4.2. Les matériaux à empreinte

4.2.1. *Les hydrocolloïdes*

- les hydrocolloïdes irréversibles
- les hydrocolloïdes réversibles
- les hydro-alginates

4.2.2. *Les élastomères*

- les silicones réticulants par condensation
- les silicones réticulants par polyaddition
- les polyéthers

4.3. Les matériaux d'obturation

4.3.1. *Les céramiques*

- Classification
- Avantages
- Inconvénients

4.3.2. *Les résines composites*

- Définition et structure
- Classification
 - 1^{ère} génération
 - 2^{ème} génération

4.3.3. *Les métaux et alliages*

- Alliages précieux et semi-précieux
 - définition
 - classification
 - composition

- **Alliages non précieux**
 - **nickel-chrome**
 - **chrome-cobalt**
 - **le titane**

4.4. Les Adhésifs

4.4.1. *Adhésion aux tissus dentaires*

- **à l'émail**
- **à la dentine**

4.4.2. *Evolution des systèmes adhésifs*

- **1^{ère} génération**
- **2^{ème} génération**
- **3^{ème} génération**
- **4^{ème} génération**

4.5. Les matériaux de collage

4.6. Les matériaux de scellement

4.6.1. Les ciments au phosphate de zinc

4.6.2. Les ciments polycarboxylates

4.6.3. Les ciments E.B.A

4.6.4. Les ciments verres ionomères

5. AVANTAGES ET INCONVENIENTS

5.1. Les inlays métalliques

5.2. Les inlays composites

6. LES PRINCIPES DE PREPARATIONS

7. PROTOCOLES OPERATOIRES

7.1. Première séance

7.1.1. Anesthésie

7.1.2. Le champ opératoire

7.1.3. Eviction des caries et suppression des anciennes restaurations

7.1.4. Préparation

7.1.5. Protection pulpaire

- 7.1.6. Empreinte
- 7.1.7. Restauration provisoire

7.2. Deuxième séance

- 7.2.1. Anesthésie
- 7.2.2. Mise en place de la digue
- 7.2.3. Dépose de l'obturation temporaire
- 7.2.4. Essayage et contrôle de l'adaptation de l'inlay
- 7.2.5. Contrôle de l'occlusion
- 7.2.6. Scellement ou collage
- 7.2.7. Finition et polissage

II. LES INCRUSTATIONS METALLIQUES COULEES

1. PROPRIETES DES MATERIAUX UTILISES

- 1.1. Propriétés mécaniques
- 1.2. Propriétés thermiques
- 1.3. Propriétés chimiques et électrochimiques
- 1.4. Propriétés biologiques

2. LES PRINCIPES DE PREPARATIONS

2.1 Les inlays/onlays d'obturation

2.1.1 Les principes thérapeutiques

- 2.1.1.1. Eviction complète de la carie
- 2.1.1.2. Extension prophylactique

2.1.2 Les facteurs mécaniques

- 2.1.2.1. Définition
- 2.1.2.2. Principe de préparation
- 2.1.2.3. Caractéristiques des cavités
 - ➔ *Cavité de classe I simple*
 - Les parois marginales
 - La paroi vestibulaire, linguale et palatine
 - La paroi pulpaire
 - La profondeur
 - La forme de contour

- Le biseau occlusal
- Les aménagements complémentaires
 - puits dentinaires
 - rainures
 - cannelures

→ *Cavité de classe I composée*

→ *Cavité de classe II*

- Historique
- Conceptions actuelles
 - Cavité proximale
 - Cavité occlusale
 - Biseaux
 - occlusal
 - proximal

→ *Cavité de type MOD*

→ *Cavité de classe V*

→ *Cavité de classe III et IV*

→ *Cavités pour onlays*

- Le recouvrement
 - coiffage des bords ou shoeing
 - recouvrement complet ou capping
- Le mur de recouvrement
- Les biseaux
- Exemple d'onlay
 - Onlay de Mac Boyle
 - Onlay de Kabnick
 - Onlay de Lakermance

2.2 Les inlays/onlays moyens d'ancrage de bridge

2.2.1. **Les facteurs mécaniques**

2.2.2. **Les facteurs cliniques**

2.2.3. **Exemple : Onlay de Klaffenbach**

3. INDICATIONS ET CONTRE- INDICATIONS SPECIFIQUES

4. PROTOCOLE OPERATOIRE SPECIFIQUE

→→ Première séance

4.1. Anesthésie

4.2. Mise en place de la digue

4.3. Eviction de la carie ou suppression des anciennes restaurations

4.4. Préparations des cavités

4.4.1. *Préparation type pour un inlay de classe I*

- **Choix de l'axe d'insertion**
- **Ebauche du contour de la cavité**
- **Préparation des parois et du fond de la cavité**
- **Moyens de rétention complémentaires**
- **Finition de la cavité**

4.4.2. *Préparation type pour un inlay de classe II*

- **Choix de l'insertion**
- **Ebauche de la cavité**
- **Passage du point de contact**
- **Précision de la cavité et de la forme de contour**
- **Finition de la cavité**

4.4.3. *Préparation type pour un onlay*

- **Passage du point de contact**
- **Ebauche de la cavité**
 - **Cavités proximales et isthmes**
 - **Mur de recouvrement**
 - **Facettes de réduction occlusale**
 - **Précision de la cavité et de la forme de contour**
 - **Précision des facettes de réduction concaves**
 - **Préparations des biseaux, chanfreins et contre-biseaux.**

4.5. La protection pulpaire

4.6. Empreinte

4.7. La restauration provisoire

→→ Deuxième séance

4.8. Anesthésie

4.9. Dépose de la restauration provisoire

4.10. Essayage et ajustage

- **Contrôle du point de contact**
- **Contrôle de l'enfoncement**
- **Contrôle de l'occlusion**

4.11. Ajustage du joint dento-prothétique

- Le brunissage mécanique
 - Au niveau occlusal
 - Au niveau proximal
- Le brunissage manuel : le rétreint
- 4.12. Mise en place de la digue
- 4.13. Le scellement
 - Le traitement de la pièce prothétique
 - L'écouvillonnage cavitaire
 - Le scellement proprement dit
 - Le brunissage manuel
- 4.14. Finitions et polissage
 - Elimination du ciment résiduel
 - Polissage final

III . LES INLAYS COMPOSITES

1. Introduction

1.1. Evolution des techniques et des matériaux

- 1.1.1. Structure et composition du composite
- 1.1.2. Mode de polymérisation : la post-polymérisation
- 1.1.3. Incorporation de fibres

1.2. Présentation des principaux composites de laboratoire

- 1.2.1. TARGIS VECTRIS (Ivoclar)
- 1.2.2. ARTGLAS (Heraeus Kulzer)
- 1.2.3. BELLE GLASS HP (Kerr)
- 1.2.4. COLOMBUS (Cendre et métaux)
- 1.2.5. CONQUEST-SCULPTURE (Symphyse)

1.3. Propriétés des composites de laboratoire

- 1.3.1. Physiques
- 1.3.2. Esthétiques
- 1.3.3. Biologiques
 - toxicité
 - étanchéité

2. Indications et contre-indications spécifiques

2.1. Généralités

2.2. Indications

2.2.1. Paramètres généraux

2.2.2. Paramètres loco-régionaux

- taille et nombre de restaurations à réaliser sur le quadrant
- situation des bords
- situation de la dent sur l'arcade
- anatomie et résistance biomécanique

2.3. Contre-indications

3. Les techniques de préparations

3.1. Les principes généraux pour les inlays/onlays

3.2. Les principes généraux pour les bridges inlays/onlays

3.3. Les différentes préparations

3.3.1. Les techniques semi-directes

- intra-orale
- extra-orale

3.3.2. Les techniques indirectes

4. Protocoles cliniques spécifiques

4.1. La prise de teinte

4.2. Le collage des restaurations composites

4.2.1. Principes de l'adhésion

4.2.2. Adhésion au substrat dentaire

⇒ *Les différents tissus mis en présence*

- L'émail
- La dentine

⇒ *Les procédures d'adhésion aux tissus dentaires*

- Les systèmes adhésifs

4.2.3. Adhésion aux inlays composites

4.2.4. Les composites de collage

⇒ *Choix du matériau*

⇒ *Propriétés*

A/ *Propriétés physiques*

- résistance mécanique
- épaisseur du film

- stabilité dimensionnelle
- coefficient de dilatation thermique
- opacité des matériaux
- rapport temps de prise/temps de travail

B/ Propriétés chimiques

- résistance à la biodégradabilité
- biocompatibilité- toxicité

C/ Propriétés optiques

4.3. La prise d'empreinte

- 4.3.1. Le choix de la technique d'empreinte
- 4.3.2. Enregistrement des zones peu accessibles
- 4.3.3. Enregistrement des rapports intermaxillaires

4.4. Retouches et polissage

- 4.4.1. Polymérisation de la couche superficielle de composite
- 4.4.2. Collage des bords et de la surface de la restauration
- 4.4.3. Mise en forme de la plastie de la restauration
- 4.4.4. Polissage

5. Les étapes au fauteuil

- 5.1. Inlay composite par méthode semi-directe intra-buccale
- 5.2. Inlay composite par méthode semi-directe extra-buccale
- 5.3. Inlay composite par méthode indirecte

IV. INLAYS/ONLAYS METALLIQUES ET COMPOSITES : COMPARAISONS.

1. Parallèle entre les deux types de restaurations

A. Les indications et contre-indications

La situation des limites marginales proximales
La présence d'émail périphérique
L'importance des contre-dépouilles des parois axiales et du degré de délabrement

B. les préparations

Forme de résistance

Forme de rétention
Ligne de finition
Les formes occlusales

2. Parallèle entre scellement et collage

A. Comparaison des propriétés

Résistance mécanique
Solubilité
Stabilité dimensionnelle
Biocompatibilité
Adhésion
Epaisseur du joint

B. Comparaison de mise en oeuvre

3. Les considérations économiques

A. Coût immédiat

B. Coût médiat

C. Bénéfice/risque

4. Les considérations esthétiques

V. CAS CLINIQUE

→→ Remplacement d'un amalgame de classe I sur 37 par un inlay en composite de type Conquest® par méthode indirecte.

.....**CONCLUSION**

.....**TABLE DES ILLUSTRATIONS**

.....**REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES**

INTRODUCTION

Au cours de ces dernières années, la réduction de la prévalence de la maladie carieuse, les limites inhérentes aux matériaux métalliques ainsi que l'intérêt croissant des patients pour l'esthétique, ont guidé les chercheurs et les cliniciens dans le développement de matériaux et de techniques mieux adaptés aux exigences thérapeutiques actuelles.

Les composites et les techniques adhésives sont alors devenus les éléments de base de l'odontologie moderne. Les propriétés physico-chimiques et le rendu esthétique des composites ont subi de réelles améliorations qui ont permis leur utilisation dans une large gamme de situations cliniques.

Toutefois, la contraction de la matrice résineuse des composites reste un problème crucial et impose des limitations strictes dans l'application des techniques directes. Afin de pallier à ces inconvénients, d'autres options restauratrices, telles que les inlays-onlays pour techniques semi-directes et indirectes, ont été développées pour les cavités larges et profondes.

Bien que centenaires, les inlays et onlays en or conservent toutes leurs indications. Cependant, ils sont pénalisés par leur caractère métallique tant au niveau des propriétés physico-chimiques que sur le plan esthétique.

Après avoir passé en revue les généralités communes à ces deux techniques de restaurations (inlay-onlays or et composite), nous nous intéresserons plus précisément à chaque technique. Ensuite, nous proposerons une comparaison des deux types de restauration. Enfin un cas clinique de restauration par un inlay composite sera présenté.

I. GENERALITES

1. Définition et historique

1.1 Historique

(20)

C'est en 1820 que les inlays font leur apparition sous forme d'incrustations de porcelaine, grâce à LINDERER, puis à MURPHY en 1827 sous forme d'incrustations de verre.

L'utilisation des alliages nobles s'est généralisée pour la réalisation d'éléments prothétiques coulés depuis l'invention en 1907, par TAGGART, de la méthode de reproduction des maquettes, dite à « la cire perdue ». Les incrustations en or coulé sous pression se révèlent supérieures en adhésion à celles que l'on coulait dans les moules par simple pesanteur.

D'un autre côté, c'est en 1827 grâce à FLETCHER que commence le développement des matériaux d'obturation esthétiques avec les ciments silicates. En 1937, les résines non chargées font leur apparition. En 1938, le chimiste suisse CASTAN découvre la molécule d'époxy et des publications démontrent rapidement l'intérêt de celle-ci dans le collage des matériaux de restauration aux tissus dentaires.

Ces travaux ont servi de base au développement d'un mordantage de l'émail par BUENOCORE en 1955, et du matériau résine composite avec la formule de BOWEN (Bis-GMA) en 1962.

Jusqu'à récemment, la dentisterie restauratrice adhésive ne pouvait rivaliser avec les restaurations amalgame et or.

1.2. Définition

Selon BRUNEL et LACKERMANCE (10) l'inlay est une simple incrustation dans une cavité de dimension peu importante, c'est à dire, préparée dans une dent vitale dont les parois sont résistantes et ne nécessitent pas de protection par recouvrement.

Pour MARMASSE (53), l'inlay est une obturation exécutée en dehors de la bouche, au moyen d'une empreinte. Elle est scellée secondairement dans la cavité à laquelle elle doit exactement s'adapter, tandis qu'elle restitue à la dent son anatomie normale.

SHILLINGBURG et coll.(70) notent que l'on parle d'onlay lorsqu'une partie de la surface occlusale est recouverte.

Selon PAMEIJER (61), un onlay est un inlay étendu au recouvrement des cuspides.

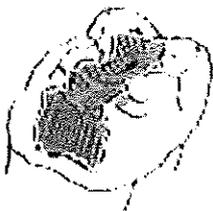
Selon Evelyne BATAREC (6) :

3. L'inlay est un terme anglo-saxon (de *in*= dans et *to lay*= poser, placer) désignant une incrustation dans une cavité, c'est à dire un bloc métallique ou céramique scellé qui reproduit la morphologie de la dent ainsi que ses rapports d'antagonisme et de contiguïté. Il peut être utilisé comme moyen d'obturation ou d'ancrage de pont de petite portée.
4. L'onlay est un terme anglo-saxon (de *on*= sur et *to lay*= poser, placer) désignant une incrustation métallique coulée recouvrant tout une partie de la face linguale ou occlusale d'une dent en général pulpée, en rétablissant des rapports de contiguïté et d'antagonisme.

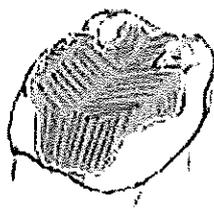
Selon EXBRAYAT et coll (28), la terminologie désormais passée dans le langage courant est la suivante:

5. Le terme « inlay » est appliqué aux incrustations uniquement cavitaires.
6. Le terme « onlay » est appliqué à ces mêmes incrustations lorsqu'elles comportent un ou plusieurs recouvrements cuspidiens.
7. Le terme « overlay » concerne les pièces prothétiques de recouvrement cuspidien, non cavitaires, généralement collées sur des préparations à minima de l'émail

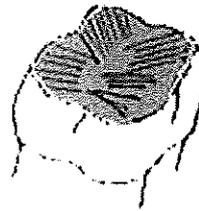
Illustration n°1: Schémas d'inlay, d'onlay et overlay d'après Exbrayat (28).



Inlay



Onlay



Overlay

2. Les Différentes possibilités thérapeutiques de restauration partielle

2.1. Restaurations partielles non esthétiques

- **L'amalgame**

L'amalgame a été le matériau de restauration dentaire le plus communément employé dans l'histoire de la dentisterie, du fait de ses multiples indications pour des cavités, petites ou grandes, de classe I, II, III et V. Ce qui doit être souligné, c'est sa facilité d'utilisation, comparée à celle d'autres matériaux ainsi que sa grande fiabilité et ses bons résultats cliniques (43).

L'amalgame ne permet pas le renforcement des tissus dentaires par adhésion, ce qui peut entraîner la fracture des dents restaurées. Sa couleur et son « rendu » métallique inesthétique, ainsi que ses effets possibles controversés sur la santé et les préoccupations d'atteinte sur l'environnement, ont entraîné une réticence quant à son utilisation (51).

En alternative à l'amalgame, des feuilles d'or foulées, in situ, ont été utilisées pour obturer la cavité. Cette technique a été abandonnée au profit des techniques coulées.

- **Les incrustations métalliques coulées (IMC)**
(35)

Les alliages à base d'or ont longtemps été considérés comme les matériaux parfaits pour la restauration des dents postérieures. Ce type de restauration indirecte peut communément avoir une longévité de 25 à 40 années dans les bouches de patients sans carie. Sa réussite est due à un grand nombre de facteurs, parmi lesquels sa résistance à la corrosion, sa facilité de manipulation, et ses excellentes caractéristiques physiques et mécaniques.

Presque centenaires, les inlays/onlays en or conservent toutes leurs indications. Les inconvénients essentiels de ce matériau sont sa couleur, son coût assez élevé, et une méthode de mise en œuvre, à la fois clinique et de laboratoire, relativement complexe.

Les IMC sont les obturations de choix pour restaurer une dent pulpée, essentiellement dans les zones prémolaires et molaires.

- **Les incrustations métalliques céramisées**

Ce sont des incrustations comprenant une chape métallique sur laquelle est montée de la céramique. La jonction dent-restauration est réalisée grâce à un bandeau de métal (généralement de l'or) permettant un brunissage de la

restauration. Ce type de restauration pallie en partie le défaut de rendu esthétique des inlays métalliques.

2.2. Restaurations partielles esthétiques

- **Inlay/onlay céramique**

(35)

Les incrustations céramiques collées sont une solution thérapeutique fiable à long terme. Les nouvelles céramiques renforcées présentent des propriétés mécaniques, et de résistance à la flexion, améliorées par rapport à la céramique feldspathique conventionnelle.

Une sélection stricte de la situation clinique, évitant la pose d'inlays chez des patients qui bruxent et dans les situations nécessitant des couronnes, réduit le risque d'échec.

- **Les restaurations composites**

Elles peuvent être classées en trois groupes :

- les techniques directes : Dans lesquelles les restaurations sont réalisées en une seule séance avec des étapes cliniques exclusivement intra-buccales.
- les techniques semi-directes : Elles comportent des étapes intra-buccales et des étapes extra-buccales pour réaliser en une séance des restaurations en composite, de type inlay, scellées de manière adhésive.
- les techniques indirectes : Elles nécessitent deux séances, la réalisation de prothèses provisoires et la collaboration d'un laboratoire de prothèse (73).

❖ Pour les composites par méthode directe, la contraction de polymérisation ne peut jamais être parfaitement contrôlée. Leur adaptation et leur étanchéité des bords sont moins satisfaisantes qu'avec les restaurations composites scellées. Cette affirmation reste vraie au moins pour les adhésifs actuels et le restera aussi longtemps tant que des matériaux sans contraction de polymérisation ne seront pas disponibles. Les techniques directes sont indiquées pour la restauration des cavités de petites et moyennes dimensions sans considération du nombre de dents à traiter. En réalité, réussir la morphologie et les contacts proximaux des restaurations de classe II par cette technique est très difficile (43).

❖ Les possibilités pour les inlays composites

(20)

- Inlay composite par méthode semi-directe intra-buccale :
L'inlay est réalisé en plaçant un ou deux apports de composite dans la cavité isolée et coffrée. Il est polymérisé en bouche, retiré puis achève sa polymérisation dans un four, avant d'être retouché, poli et collé.

- Inlay en composite par méthode semi-directe extra-buccale :
Une empreinte de la cavité est prise, un modèle de travail est réalisé en silicone à prise rapide. L'inlay est fabriqué au fauteuil avec plusieurs couches de composite. Il subit une post-polymérisation puis est essayé, retouché, poli et collé.

- Inlay en composite par méthode indirecte : Une empreinte de la cavité et de l'arcade antagoniste sont prises ainsi que les rapports intermaxillaires enregistrés et le tout est envoyé au laboratoire de prothèse qui se charge de la fabrication de l'inlay.

3 Examen clinique et indications/contre-indications générales

Les incrustations sont proposées après un examen approfondi des dents intéressées, mais aussi de l'ensemble de la cavité buccale (84).

3. 1. Critères généraux

1. Motif de la consultation : Il est primordial de connaître les raisons qui ont poussé le patient à venir consulter. Le praticien doit prendre conscience des désirs et des attentes du patient et tenir compte des facteurs psychologiques, sociaux et culturels dans la demande des soins. Il faut être très attentif aux exigences d'ordre esthétique et juger dans quelles proportions la technologie peut les satisfaire(70).

2. Maladies à risque : Les antécédents du patients doivent être connus avant d'élaborer un plan de traitement. On note les maladies infectieuses et celles à risques tels que le diabète, les troubles cardiovasculaires ou sanguins et les manifestations allergiques (métaux, alliages, ...).

N.B : Le risque Oslérien : Les endocardites infectieuses sont des septicémies dont le point de départ est une atteinte infectieuse des valves cardiaques, le plus souvent secondaire à une bactériémie spontanée ou provoquée. Ces germes qui se greffent au niveau de lésions cardiaques organiques préexistantes vont proliférer, se disséminer dans l'organisme par des embolies qui se détachent de l'endocarde.

Les endocardites restent des maladies graves avec une mortalité et une morbidité élevées justifiant une prévention primaire chaque fois que cela est possible.

Chez les patients présentant un risque infectieux élevé (immunodéprimés, diabétiques non ou mal équilibrés, néphropathies malignes, prothèses d'organe autre que valvulaires, cardiopathie à risque,.....), il est nécessaire de se mettre en rapport avec le praticien traitant afin de connaître de façon plus précise le degré du risque infectieux (1).

3. Habitudes alimentaires et nocives : Il faut expliquer au patient qu'il peut, par son comportement, endommager ses dents et ses restaurations et l'informer de la nécessité des visites de contrôle fréquentes en fonction de ces habitudes.

L'interrogatoire clinique a permis d'élucider la demande et les souhaits du patient. Il a permis également d'évaluer son degré de motivation, sa disponibilité en temps et sa capacité à participer à son traitement.

3. 2. Considérations biologiques

(84)

1. Hygiène et considérations parodontales : il faut qualifier et quantifier le parodonte du patient au moment de la consultation, mais aussi prévoir que la restauration achevée n'engendre pas d'inflammation. La restauration doit permettre un contrôle de plaque optimal, et procure une fonction atraumatique.
 - Le contrôle de plaque : tout traitement restaurateur, doit comprendre un programme rigoureux d'hygiène buccale pré-prothétique ainsi qu'un suivi régulier. L'objectif est d'assainir la cavité buccale par le nettoyage professionnel, de donner au patient des instructions d'hygiène orale, de vérifier sa motivation et sa coopération. Un échec fera envisager un autre type de restauration (amalgamé).
2. La vitalité pulpaire : le maintien de la vitalité pulpaire lors d'une restauration est assuré à deux conditions :

- Le respect de la pulpe pendant l'élaboration de la prothèse vis à vis des agressions physiques (vibration, pression, chaleur), chimiques et bactériennes.

- Le respect de la pulpe après la restauration vis à vis des agressions chimiques et bactériennes par perte d'étanchéité marginale et infiltration de l'interface prothèse /dent.

N.B : Il faudra être attentif pendant l'anesthésie et ne pas hésiter à employer des fonds de cavité dès que la cavité carieuse est para-pulpaire.

3. 3. Critères fonctionnels

Les lèvres, la langue, les articulations, les joues, les os et les muscles ont des rapports précisément définis ; les dents doivent s'intégrer à l'ensemble sans en perturber les rouages, l'inverse aussi étant obligatoire (17).

1. Les parafunctions :

➤ Définition : D'après RUEL KELLERMANN (66), ce sont des conduites, des activités ou des habitudes orales qui ne correspondent pas à un but précis de succion, de mastication, de déglutition ou de communication, liées aux actes nécessaires de la vie. Autrement dit, elles se caractérisent par la déviation des praxies normales ou bien encore par leur exagération ou leur distorsion.

Ces tics oraux préservent l'équilibre mental du sujet, mais ceci au prix de lésions, à différents niveaux de l'ensemble stomatognathique. On distingue différentes parafunctions :

- Professionnelles : morsure de clous de tapissier,....
- Habituelles : le mordillement d'une pipe,....
- D'origine psychique : succion du pouce, onychophagie, mordillement des joues, lèvres, langue,....
- D'origine respiratoire : une respiration buccale peut entraîner, outre des anomalies de position de la langue et des dents, des troubles de la posture mandibulaire.
- Par hyperactivité musculaire : crispation de dents serrées et bruxisme.

➤ Le bruxisme : ROZENCWEIG (67) l'explique par un grincement ou un serrement des dents dû à la contraction inconsciente des muscles élévateurs de la mandibule et ceci en

dehors de la fonction physiologique de mastication/déglutition.

Le bruxisme est une parafonction occlusale et une contre indication relative à toutes les reconstructions de type IMC.

- Tics et manies : La manie de mordre des objets tels que cure-dents, plume, etc...conduisent à une perte de substance dentaire : il faut en faire prendre conscience au patient. S'il ne change pas de comportement, il peut endommager ses dents mais aussi ses restaurations.

2. Evaluation de l'occlusion

(81)

L'analyse occlusale est une étape préopératoire impérative. Elle doit être élaborée, d'un point de vue statique, lors de la détermination de la forme de contour de la préparation, mais également du point de vue dynamique.

- Un examen de dépistage doit déterminer l'absence de dysfonctions du système stomatognathique. Toute anomalie occlusale (malocclusion, déviation du point médian avec ou non de SADAM, bruxisme, etc...) devra être traitée impérativement avant d'entreprendre des travaux de restauration.
- L'étude de l'occlusion statique consiste à visualiser les rapports dento-dentaires existant lors de l'intercuspidation maximale. Pour un inlay, les contours de la préparation ne doivent, en aucun cas, se trouver au niveau d'un point d'impact occlusal.
- L'examen de l'occlusion dynamique, souvent délaissé, est toutefois très important. En effet, certains types de dysclusions au niveau des secteurs latéraux et postérieurs peuvent nuire à la pérennité d'un inlay et indiquer une IMC extracronaire.

Il est donc nécessaire de réaliser, à partir d'un examen clinique et radiographique, un diagnostic sérieux de l'état de la dentition et de l'organe pulpo-dentinaire considéré, avant de poser l'indication d'une incrustation.

➤ Inlay ou onlay ?

En général, il est toujours préférable de choisir le traitement le moins invasif et le moins mutilant pour la structure dentaire. Les critères de choix entre une préparation intra-cronaire ou extra-cronaire concernent la résistance de la dent, la résistance de la restauration et des considérations d'ordre occlusal et esthétique.

➤ Indications générales (44)

Les situations suivantes peuvent bénéficier d'une incrustation :

- Les dents avec une perte de substance de faible volume et dont la pulpe n'est atteinte d'aucune lésion irréversible.
- Les patients ayant un bon niveau d'hygiène orale
- Les patients avec une carioréceptivité modérée

➤ Contre-indications générales

En revanche, dans les situations suivantes, un inlay ou un onlay est déconseillé :

- Pathologie entraînant une gêne pour les soins
 - Pathologie psychologique
 - Pathologie neurologique
 - Limitation de l'ouverture buccale
 - Réflexe nauséeux important
- Autres contre-indications
 - Dents temporaires
 - Dents dévitalisées
 - Structure dentaire défavorable soit à l'adhésion ou au scellement (état calcique déficient, limites cavitaires inadaptées,)
 - Petites cavités où les composites directes sont indiquées
 - Patients non motivés

4. LES MATERIAUX

4.1. Bases et fonds de cavité

Les différentes fonctions traditionnelles de ces matériaux sont nombreuses : protection biologique des parois profondes des préparations par un « fond de cavité partiel », isolation de la dentine contre les agressions chimiques et thermiques par un « fond de cavité complet » et remplacement de la dentine par une « base » avant de procéder à la restauration (70).

Aujourd'hui, un fond de cavité sous une restauration a pour but essentiel d'assurer la protection de la pulpe. Alors que les bases sont utilisées essentiellement pour réduire le volume des matériaux d'obturation ou obtenir une géométrie adéquate des préparations pour inlays- onlays.

- Ciment Ca(OH)₂ à l'hydroxyde de calcium est le « fond de cavité partiel » le plus souvent utilisé pour assurer une

protection biologique. Il est appliqué uniquement en regard de la zone dentinaire critique (20).

FARGE et coll cités par HARTER et SARFATI (35) précisent que les ciments à base d'hydroxyde de calcium ne peuvent être réalisés seuls sous les obturations métalliques car leur résistance à la compression est faible .

➤ Les ciments verres ionomères (CVI) (70):

- Les CVI conventionnels (CVIC) sont le résultat d'un mélange entre le liquide des ciments polycarboxylates et la poudre des ciments silicates. Leurs principales caractéristiques sont :

- Une activité cariostatique et bactériostatique
- Une adhésion chimique aux tissus durs
- Une résistance mécanique supérieure à celle des autres ciments
- Une compatibilité du coefficient d'expansion thermique avec celui des tissus durs
- Une compatibilité chimique avec un substrat humide

- Les CVI modifiés (CVIH) sont des produits hybrides possédant des propriétés et des composants, à la fois des CVI et des résines composites. Les avantages de cette nouvelle catégorie de matériaux sont :

- Une manipulation facilitée grâce à un long temps de travail et une prise rapide (par activation lumineuse)
- Une bonne résistance à la contamination hydrique précoce et à la déshydratation
- Une résistance initiale plus forte et de meilleures propriétés mécaniques (comparées aux verres ionomères traditionnels)
- Une adhésion aux tissus durs
- Une libération de fluor

L'utilisation des CVI, modifiés ou non avec de la résine, est réputée comme fiable principalement pour la réalisation d'une base ou d'un fond de cavité. Mais aussi comme obturation provisoire, permettant de différer les étapes finales de la restauration (5).

4.2. Les matériaux à empreinte

La prise d'empreinte est une étape importante entre la préparation de la cavité et la réalisation de l'IMC au laboratoire, c'est d'elle dont dépendra en grande partie la réussite de la restauration.

Toutes les techniques présentent des avantages et des inconvénients, mais certaines sont mieux adaptées à une situation clinique.

D'un point de vue chimique, les matériaux d'empreinte se classent en deux grandes familles : les hydrocolloïdes et les élastomères.

4.2.1. les hydrocolloïdes

(36)

Les hydrocolloïdes les plus employés actuellement sont les hydrocolloïdes irréversibles (alginates de classe A, type I ou II), viennent ensuite les hydrocolloïdes réversibles et les hydroalginates.

Ces trois matériaux ont des caractères physico-chimiques comparables, la précision d'enregistrement des détails se situant entre 15 et 30 μm . Ce sont des matériaux hydrophiles, ce qui favorise l'enregistrement des limites intra-sulculaires sans pression excessive, et sans que le fluide gingival soit un obstacle.

Leur faible viscosité avant la prise les rend non compressifs, donc non agressifs pour le parodonte, et non susceptibles de mobiliser les dents ou les papilles interdentaires au cours de l'empreinte. Ils ont cependant une mauvaise résistance mécanique aux déformations, en raison d'une élasticité médiocre, ce qui limite leur usage lorsque le nombre, la forme, la situation des dents préparées peuvent être à l'origine de contraintes importantes lors de la désinsertion. Ils ont une mauvaise stabilité dimensionnelle et leur exploitation implique donc une coulée rapide de l'empreinte.

➤ Les hydrocolloïdes irréversibles

(36)

Les alginates de classe A sont plus performants que ceux de classe B (alginates traditionnels) particulièrement en ce qui concerne la déformation permanente et la reproduction de détails. Les alginates de classe A sont utilisables en prothèse fixée dans la majorité des cas.

La technique d'empreinte est effectuée par injection à la seringue d'un alginate fluide sur la préparation avec une sur-empreinte à l'aide du porte-empreinte chargé d'alginate plus compressif.

Les limites de leur utilisation en prothèse conjointe sont liées à leur faibles performances mécaniques qui les contre-indiquent dans certaines situations (par ex : préparation aux limites sous gingivales sans préparations sulculaires suffisantes).

L'alginate demeure encore dans l'esprit de certains praticiens comme un matériau pour empreinte de précision relative. Mais dans un protocole bien codifié, il représente dans certains cas, une alternative aux élastomères pour un prix de revient nettement inférieur.

➤ Les hydrocolloïdes réversibles

(32)

Ils sont présentés en 3 viscosités :

- basse : en bâtonnets pour seringues spéciales et en carpules.
- moyenne : en bâtonnets destinés à l'injection et en tube destinés au porte-empreinte .
- haute : en tube destiné au porte-empreinte.

La préparation du matériau s'effectue par passage et maintien à différentes températures dans l'eau. Trois bacs sont nécessaires pour assurer une température constante :

- un bac pour la liquéfaction du matériau à 100 degrés pendant 15 minutes
- un second bac pour le stockage des seringues, des carpules ou des tubes à 65 degrés
- un troisième bac sert à tempérer le porte-empreinte garni du matériau de plus haute viscosité en abaissant la température de 65 à 45 degrés

C'est toujours le matériau de plus basse viscosité qui est injecté dans les cavités et le porte empreinte qui contient le matériau de haute viscosité.

Les empreintes en un seul temps aux hydrocolloïdes réversibles ont les avantages suivants :

- protocole simple et rapide
- absence de bulles, pas de malaxage à effectuer
- grande précision (de l'ordre de 10 µm)
- pouvoir mouillant important ; matériau hydrophile
- prix de revient faible par empreinte

les inconvénients de cette technique :

- investissement initial élevé
- nécessité de posséder des porte-empreintes spécifiques à circulation d'eau
- nécessité de traiter l'empreinte immédiatement (au plus tard 30 minutes après la prise d'empreinte)
- faible résistance aux contraintes

➤ **Les hydroalginates**

(36) (70)

La technique des empreintes dite « des hydroalginates » consiste à injecter sur les préparations un hydrocolloïde réversible de basse viscosité et de remplir le porte-empreinte avec un alginate compatible.

Le principal avantage de cette technique est dans son économie par la suppression du circuit de refroidissement et l'utilisation de porte-empreintes standards de types « Rim-lock ». Cette technique nécessite également un traitement immédiat de l'empreinte ce qui est parfois impossible au cabinet. Cette technique présente une grande fiabilité et une grande précision.

4.2.2. Les élastomères

Les élastomères ont en commun, et par opposition aux hydrocolloïdes, une plus grande élasticité, une meilleure stabilité dimensionnelle, mais une moins bonne affinité pour l'eau.

➤ Les silicones réticulants par polycondensation (36)

Ce sont des diméthylpolysiloxanes. Ce sont les premiers silicones apparus sur le marché. Ils ont des propriétés globalement inférieures à celles des silicones de deuxième génération (par addition). Notamment :

- le fluage des silicones réticulant par polycondensation est 3 fois plus important que celui de leurs homologues par polyaddition.
- Les silicones polycondensés ont une phase d'induction très courte et donc un début de prise brusque . Le risque est d'introduire le matériau après le commencement de la prise ce qui est préjudiciable pour la précision de l'empreinte

Les silicones polycondensés se présentent sous 4 viscosités (très haute/ haute / moyenne / basse), avec une base (en pot ou en tube) et un accélérateur (sous forme liquide ou en gel).

➤ Les silicones réticulants par polyaddition

Ce sont des polyvinylsiloxanes. Ils existent dans une large gamme de viscosités en pots, en tubes, en seringues mais aussi en double cartouche pour pistolet mélangeur. Ce sont des matériaux hydrophobes qui ne présentent pas une excellente capacité de mouillage vis-à-vis des tissus dentaires surtout en présence d'humidité. Ce défaut justifie le recours à des techniques mettant en œuvre deux viscosités différentes voire trois (triple mélange) (36).

La préparation se fait par spatulation pour les basses et moyennes viscosités et par pétrissage pour les hautes viscosités. Le rapport base/catalyseur est de 1/1. Cependant, l'utilisation est facilitée avec les pistolets mélangeurs. Le temps de prise est de 4 à 5 minutes. L'empreinte est possible en « monophasé » et aussi en double mélange.

●- La wash technique est une empreinte rebasée en deux temps, où le matériau fluide est utilisé dans un second temps après que le matériau épais soit durci (35).

Elle reste la plus utilisée par les praticiens même si elle présente des inconvénients, notamment la déformation importante du silicone de faible

viscosité, la difficulté de réinsertion, le comportement hydrophobe et le risque de décollement entre les deux silicones.

Il s'avère que la compression exercée par le silicone haute viscosité sur celui de faible viscosité produit une empreinte sous dimensionnée (l'expansion du plâtre ne compense pas le phénomène). C'est pour cela que cette technique d'empreinte devra être employée pour des préparations simples bien que de nombreux cliniciens ne la recommande pas.

•- La technique du double mélange est une empreinte en un seul temps où les silicones de moyennes et de faibles viscosités polymérisent ensemble. C'est la technique de choix pour l'enregistrement de préparations types inlays-onlays selon TIRLET (79).

On obtient un modèle quasi-exact, faiblement sur-dimensionné par rapport au volume de départ.

Malgré un coût élevé, l'empreinte aux silicones A offre de nombreux avantages :

- temps de prise court : 4 à 5 minutes
- nombreuses viscosités disponibles.
- grande stabilité dimensionnelle
- définition très fine (10 μm et moins)
- grande résistance à la déformation permanente
- hydrocompatibilité

Il faut noter que l'emploi d'un adhésif est systématique pour adhérer suffisamment au porte-empreinte.

➤ Les polyéthers

Ce sont des copolymères réticulant par addition, dont l'intérêt majeur est de posséder un vrai caractère hydrophile (donc une grande mouillabilité). Leur hydrophilie permet d'atteindre et d'enregistrer les zones de préparations intrasulculaires, et ceci sans compression. Ils existent cependant sous diverses viscosités mais les différences entre les plus fermes et les plus fluides ne sont pas assez importantes pour produire le phénomène de poussée que l'on obtient avec les silicones lors d'empreintes en double mélange. D'autre part, leur rigidité après la prise est très élevée, ce qui rend leur utilisation délicate pour des situations cliniques comportant des dents au parodonte trop réduit, ou des dents dont les morphologies ou les implantations conduisent à des zones de contre-dépouilles. Leur précision est de 10 à 15 μm . Leur stabilité dimensionnelle, leur résistance aux déformations et leur élasticité sont excellentes. L'utilisation de polyéthers nécessite l'emploi de porte-empreintes pleins (70).

Le système PENTAMIX ® de chez ESPE, est un système mélangeur automatique d'Impregum® (et d'autres matériaux à empreinte) (36).

4.3. Les matériaux d'obturation

4.3.1. Les céramiques

(20)

Actuellement est considéré comme céramique tout matériau inorganique, essentiellement non métallique, généralement fragile, mis en forme à haute température à partir d'une poudre dont la consolidation se fait par frittage, cristallisation ou prise d'un liant hydraulique.

Les céramiques sont des matériaux composés d'oxydes, dont la mise en forme et la consolidation font appel à un traitement thermique à haute température. Leurs microstructures sont biphasées : la plupart sont des verres aluminosilicates alcalins chargés en plus ou moins grande quantité par une phase cristalline.

Classification des céramiques selon le procédé de mise en forme

1. Cuisson sur revêtement

2. Injectées dans un moule

- Injection à basse température : Cerestore

Mis au point par RILEY et SOZIO en 1983, ce procédé consiste à substituer aux infrastructures céramo- métalliques des chapes à bases d'alumine mises en forme par injection d'une pâte céramique crue thermoplastique.

- Injection à haute température : IPS Empress

C'est un système inventé par SHARER et WOHLEND apparu en 1990 et commercialisé par IVOCLAR .

3. Coulées

Les deux expressions connues sont Dicor et Cerapearl .

4. Usinées

Depuis 1971, l'empreinte optique et la fabrication assistée par ordinateur permettent d'éliminer les étapes d'empreinte, de réalisation des MPU, de la maquette et de la coulée pour des restaurations de types onlays, inlays.

Les systèmes Cerec dont le premier a été présenté en 1986, utilisent des blocs de céramique Vita Cerec préfabriqués et préformés, quasiment exempts de porosités. Ce sont des dispositifs CAO/FAO (conception :fabrication assistée par ordinateur) entièrement intégrés pour l'élaboration des restaurations au fauteuil.

Le système Celay (céramique inlay) développé dès 1988 à l'université de Zurich, est utilisé pour la fabrication d'inlays, chapes alumineuses et en spinelle des couronnes unitaires et des petits bridges antérieurs en combinant Celay avec In Ceram (infiltration du verre dans la chape usinée préalablement).

Le système Procéra Allceram développé par ANDERSON et ODEN en collaboration avec Nobel Biocare, est associé au système CAO/FAO pour réaliser une armature très résistante en alumine pure (99,5%) sur laquelle sera montée ensuite une céramique cosmétique.

5. In Ceram

Le Vita In-Ceram est un nouveau procédé de mise en forme : un duplicata du MPU est réalisé en plâtre dont l'expansion est adaptée au procédé. Une première cuisson de la barbotine permet le frittage des grains d'alumine à 1120 C°. Dans un second traitement thermique, du verre fondu infiltre la barbotine cuite afin d'obtenir un matériau compact, exempt de défaut et possédant des propriétés mécaniques remarquables.

Les avantages des inlays céramiques consistent dans :

- Leurs propriétés esthétiques
- Leur stabilité dimensionnelle
- Leur résistance mécanique
- Leurs possibilités de renforcer les cuspides

En outre, la conductivité thermique de la céramique est similaire à celle de la dent. Les inlays céramiques présentent une adaptation excellente et, par conséquent, moins de micro-infiltrations par rapport à d'autres formes de restaurations esthétiques.

Les inconvénients concernent surtout :

- Le risque d'abrasion des dents antagonistes
- La nécessité de prévoir une épaisseur de céramique assez importante, donc une cavité plus importante et peu conservatrice par rapport aux restaurations directes
- La difficulté de régler l'occlusion avant le collage de la pièce prothétique en raison de leur fragilité et donc la nécessité, parfois, de retouches après scellement

Le coût du traitement doit, en outre, tenir compte du travail au laboratoire.

4.3.2 Les résines composites

Au cours des années 80, les techniques de mordantage et de collage des pièces en céramique ont pris un tel essor en raison de leurs qualités esthétiques élevées, qu'elles ont porté ombrage aux résines composites. Pourtant la recherche s'est poursuivie pour améliorer ces résines qui ont d'indéniables avantages.

1. Définition et structure

Les composites résultent de l'association de deux ou plusieurs matériaux et possèdent des propriétés mécaniques supérieures à celles de leurs constituants, à condition que des liaisons physico-chimiques durables en assurent la cohésion.

Ces matériaux comprennent une phase inorganique, les charges minérales (particules) englobées dans une phase organique : la matrice résineuse (polymères acryliques). La liaison de ces deux phases peut être de nature chimique et micromécanique, elle est assurée par un agent de liaison. Enfin, les fabricants utilisent des adjuvants qui ont des propriétés activatrices ou inhibitrices de la réaction de polymérisation (dans 90% des cas la molécule de Camphroquinone) (20).

La photopolymérisation est maintenant universellement préférée à la chétopolymérisation.

On différencie trois principaux types de phases organiques de base :

- Le Bis-GMA ou Bis phénol A Glycidil Diméthacrylate,
- Le Diméthacrylate d'uréthanes ou UDMA,
- Le polycarbonate ou PCDMA,

Le Bis-GMA a une tendance dure et cassante, peu plastique.

Le UDMA est moins dur, un peu plus plastique mais ses propriétés mécaniques sont inférieures à celles de la résine Bis-GMA.

Le PCDMA est le plus ductile des trois et est deux fois moins cassant que le Bis-GMA (44).

Il est admis aujourd'hui que ce sont la taille, le nombre et la forme des charges qui déterminent les caractéristiques physico-chimiques des composites. Il existe deux types de charges :

- Les premières sont obtenues par concassage de morceaux de quartz ou de verre
- Les secondes sont des particules sphériques produites par synthèse (silice pyrolytique). Lorsque ces particules ont une taille inférieure ou égale à 1 micron, elles sont appelées mini-particules; la silice pyrolytique est une micro-particule (0,04 micron).

Il existe deux formes de « remplissage » des composites (20) :

- Monodal lorsque qu'il y a un seul type de charges incorporées dans le matériau. Appartiennent à cette classe les composites *macrochargés classiques*, qui ne sont plus utilisés, ainsi que les *microchargés homogènes* (ciment de collage Dual) ou *hétérogènes* (Hélio Molar de Vivadent) et enfin *les sphéroïdales à fines particules* (Z100 de 3M). La forme sphérique des particules permet de diminuer la surface de liaison avec la

matrice, donc de diminuer la viscosité par rapport à des charges irrégulières de même diamètre. Ces composites acceptent donc plus de charges et sont sensés posséder des propriétés mécaniques supérieures ; en fait, ces particules, du fait de leur forme, ont une adhésion moindre à la matrice.

- Bimodal ou hybride quand on trouve deux types de charges au sein du même matériau. Les premiers composites hybrides ont été remplacés par des *hybrides à mini-particules à haute teneur en charges* ; celles-ci sont de taille réduite et un contenu inorganique augmenté (Brillant de Coltène, Variolink de Vivadent, Herculite XRV et Prodigy de Kerr, Tetric de Vivadent).

2. Classification des composites

- **Première génération**
(80)

Il s'agissait essentiellement de composites à majorité de résines micro-chargées (charges inférieures à $1\mu\text{m}$) avec un taux de fracture élevé en raison :

- D'une résistance à la flexion trop faible (70 MPa)
- D'un faible module d'élasticité (2 à 3 GPa)
- D'une médiocre résistance à l'abrasion due au faible pourcentage de charges minérales (50% en poids et environ 30% en volume pour les plus élevées) . Rapport 1/3 de charge minérale pour 2/3 de résine.

Plus il y a de résine exposée, plus le composite est susceptible de se détériorer . Plus le volume de résine est important, plus la contraction de polymérisation et le coefficient de dilatation thermique seront importants.

Malgré les évolutions dans le mode de polymérisation, ces résines sont restées fragiles et leur emploi s'est limité à la réalisation de facettes et d'inlays onlays dans des situations où le matériau subissait peu de contraintes en flexion.

Avec ces composites, la plupart des échecs étaient dus à l'ouverture des joints marginaux, avec des conséquences à la fois, cliniques, esthétiques et biologiques (apparition de colorations parasites, hypersensibilité, présence de caries secondaires souvent difficiles à diagnostiquer).

Exemples : Dentacolor de Kulzer, Isosit d'Ivoclar, Visiogem
De chez Espe.

➤ Deuxième génération

Certains produits proposés sur le marché, sont considérés comme *composites intermédiaires*, car ils sont à majorité de résine et non comme *composites de deuxième génération* qui eux sont à majorité de verre minéral.

1) Composites intermédiaires (78)

Lorsque l'on considère leurs propriétés mécaniques ou leur pourcentage de charges minérales, ils sont encore assez proches des composites de première génération :

- Résistance à la flexion de 140 MPa en moyenne
- Certains ont un système de liaison au métal
- Un module d'élasticité compris entre 3 et 6 GPa
- Un pourcentage de charges légèrement supérieur à la première génération
- Leur aspect esthétique permet leur utilisation dans les secteurs antérieurs

Ce sont généralement des composites micro-hybrides dont les valeurs physiques sont améliorées par une phase de post-polymérisation qui peut être photonique, thermique ou une combinaison des deux (avec ou sans mise sous pression d'azote par exemple).

Exemples : Solidex de Shofu, Tetric Lab de Vivadent , Herculite XRV de Kerr

2) Les composites à majorité de verre minéral : 2^{ème} génération (44)

Les composites de 2^{ème} génération sont tous microhybrides. *Micro* car les plus grosses charges ne dépassent pas 2 μm ; *Hybride* car le volume des charges se répartit de 0,04 à 2 μm .

Ils sont caractérisés par :

- Un fort pourcentage en volume de charges minérales dans des proportions d'environ 2/3 par rapport à la résine.
- Une moindre rétraction lors de la polymérisation.
- La possibilité d'une liaison au métal.
- Des propriétés mécaniques, biologiques et esthétiques plus proches des matériaux minéraux que des matériaux organiques.
- Une bonne tenue à l'abrasion.

Les composites de laboratoire de 2^{ème} génération font appel à la post-polymérisation, dans des enceintes spéciales qui rapprochent théoriquement leur taux de conversion des 100%.

4.3.3 Les métaux et alliages

1. Les alliages précieux et semi-précieux

A. Définition

Les premiers alliages d'or employés par la profession dentaire étaient essentiellement ceux des pièces en or, de cuivre, et d'argent. Les formules ont été par la suite modifiées.

Les alliages d'or sont des biomatériaux métalliques dont les propriétés de fonderie permettent la réalisation de pièces de coulées comme les inlays et onlays (11).

Les alliages sont dits précieux s'ils possèdent dans leur composition au moins 75% en poids c'est à dire 750/1000, ou 50% en atomes d'or ou de métaux de la ligne du platine c'est à dire le platine, le palladium, l'iridium, le rhodium, le rhuthénium et l'osmium (82).

Les alliages semi-précieux possèdent les mêmes composants que les alliages précieux à ceci près que leur teneur en or est très inférieure.

B. Classification

(28)

Selon la classification de l'ADA, les alliages d'or sont divisés en quatre types en fonction de leur dureté (VICKERS de I à IV), valeur effectivement liée à celle de leur composition. Ces groupes différents d'alliages présentent une gamme de composition et propriétés mécaniques différentes. Les alliages de types I sont réservés aux préparations cavitaires de type inlay. Les alliages de types II et III sont les plus utilisés en prothèse unitaire. Les alliages de type IV trouvent leurs principales indications en prothèse plurale (28).

Illustration n°2 : Les différents alliages d'or (11).

Type	Or et métaux du groupe du platine (en %)	Dureté Vickers V.H.N.		Utilisation
		Min	Max	
I	83	50	90	Inlays proximaux de classe III
II	78	90	120	Inlays de tous types
III	78	120	150	Onlays
IV	75	>150		Bridges et châssis métalliques

C. Composition
(11) (82)

Quel que soit le type d'alliage d'or employé, le pourcentage global d'or et de platine ne doit pas être inférieur au minimum établi pour que les propriétés mécaniques et électrochimiques soient compatibles avec leur usage buccal.

Illustration n° 3: Composition des alliages de type II et III (11)

Type	Or	Argent	Cuivre	Palladium	Platine	Zinc
II	73-83	7-15	6-11	0-6	0-4	0-1
III	71-80	5-13	7-13	0-7	0-8	0-2

Tous les constituants ont, en fait, des actions complémentaires expérimentalement vérifiées.

Ainsi l'or a

- une bonne coulabilité
- une excellente résistance à la corrosion
- une grande ductibilité

mais - des performances mécaniques moyennes

Le platine a

- une excellente résistance à la corrosion
- une grande dureté

mais - il augmente l'intervalle de fusion

- il est très cher

Le palladium a -des propriétés voisines du platine

L'argent a - une bonne ductibilité
- diminue l'intervalle de fusion
mais - une tendance à l'oxydation

Le cuivre a - une grande dureté et permet d'augmenter significativement
la résistance et la dureté de l'alliage
- diminue l'intervalle de fusion
mais - une tendance à l'oxydation

Le zinc a - une bonne dureté
- augmente la fluidité de l'alliage
mais - une forte tendance à l'oxydation ; la résistance à
la corrosion est fortement affectée dès que la teneur en
zinc dépasse quelques pour cents.

Pour augmenter la température de fusion, la dureté ou pour pallier aux problèmes d'oxydation, des additions mineures sont faites. Pour pallier au problème d'hétérogénéité et de baisse de dureté créés par les manipulations, des traitements thermiques sont mis en place.

2. Les alliages non-précieux

Ce sont des alliages à base de nickel et de chrome, qui ont été utilisés pour des raisons économiques afin de limiter l'usage des métaux précieux.

Très peu d'auteurs préconisent les alliages non-précieux pour les inlays-onlays car ces alliages présentent, malgré leur évolution, une multitude de défauts rendant notamment le brunissage très difficile voire impossible. L'adaptation de la pièce prothétique au laboratoire qui doit être excellente, et, de mise pour chaque prothèse, l'est encore plus lorsque les alliages non-précieux sont utilisés.

Les alliages modernes possèdent une base ternaire Ni - Cr - Mo .

➤ Les alliages chrome- cobalt

Ils sont plus communément appelés stellites. Ce sont des alliages à base de cobalt (60%) , de chrome et de fer, ainsi que des éléments d'addition tels que le nickel, molybdène, manganèse, en proportions variables suivant les marques.

Ils sont très employés en prothèse adjointe pour la réalisation de châssis métalliques. Leur dureté importante est un inconvénient dans l'emploi en prothèse conjointe. Néanmoins, ils sont de plus en plus utilisés à cause des problèmes liés au nickel (54).

➤ Les alliages nickel-chrome

Ils sont essentiellement constitués de nickel et de chrome. Suivant les marques, les proportions de nickel peuvent varier de 50 à 80% .

En plus de ces deux composants de base, on trouve d'autres métaux d'addition , qui vont avoir un rôle important sur les propriétés du futur alliage.

Propriétés des différents constituants : (28)

- Une teneur faible en carbone (inférieur à 0,1%) apparaît liée à la conservation de propriétés électrochimiques acceptables et de plus, permet aux alliages Ni-Cr, de conserver un certain degré de ductibilité, compatible avec la finition par usinage des pièces coulées.
 - Même présents en faible quantité, certains constituants jouent un rôle majeur sur les propriétés de l'alliage. En effet, le bore (B ;inférieur à 0,2%) contribue à abaisser sensiblement l'intervalle de température de fusion des alliages, facilitant ainsi les opérations de fonderie.
 - L'aluminium et le silicium (de 1 à 3,5%) contribuent à former une gangue protectrice de l'alliage en fusion dont ils améliorent la coulabilité.
 - Une teneur d'au moins 16 à 17% de chrome et d'au moins 5 à 6% de molybdène permet une résistance aux dégradations chimiques et électrochimiques.
 - Le carbone et le bore augmentent la dureté, la limite élastique et la limite de rupture.
-
- La densité des alliages Ni-Cr est en moyenne de 8 g/cm^3 soit deux fois plus faible que celles des alliages d'or, ce qui oblige à fondre une quantité d'alliage supérieur à celle que l'on aurait du prendre pour un or dentaire, afin d'obtenir une pression d'injection suffisante lors de la centrifugation.
 - Leur dureté peut varier de 200 à 350 VHN, rendant l'usinage difficile et impliquant la nécessité d'une finition parfaite de la maquette en cire.
 - L'allongement à la rupture est très faible, 1 à 2%, et de ce fait l'absence de malléabilité rend difficile le brunissage des limites périphériques.
 - La résistance à la corrosion est obtenue principalement par des adjonctions massives de chrome et dans une moindre mesure de molybdène. Seuls les alliages contenant du molybdène peuvent résister de façon satisfaisante aux attaques corrosives en milieu contenant des chlorures (86).

- Du point de vue de la biocompatibilité, les risques d'allergie au nickel sont réels chez les patients sensibilisés. La nécessité d'un interrogatoire, préalable et précis, s'impose sur ce point (82).

En conclusion, malgré leur évolution, les alliages non-précieux ne peuvent concurrencer les avantages indéniables des alliages précieux. Pour les inlays-onlays métalliques, le choix des alliages d'or s'impose par rapport aux alliages non-précieux, en raison d'une meilleure adaptation marginale et d'un meilleur brunissage.

➤ Le titane

L'emploi du titane s'est développé rapidement en odontologie ; soit sous sa forme pure (TCP : titane commercialement pur) ou alors sous forme d'alliage, associée à d'autres métaux.

Son utilisation est assez large, en effet , il peut entrer dans la composition d'instruments endodontiques, dans des éléments d'ancrages radiculaires ou coronaires, et bien sûr dans la composition des implants (40).

Compte tenu des difficultés inhérentes à la coulée du titane, d'autres voies ont été explorées. La fabrication assistée par ordinateur associée à l'électroérosion a permis la réalisation d'éléments prothétiques tout titane.

Le Système Procera permet la réalisation de chapes tout en titane qui sont ensuite recouvertes d'une porcelaine cosmétique de basse fusion, (Ducera Allceram, la même que celle qui recouvre les chapes en oxyde d'alumine).

Le titane est un métal capable de donner une réponse aux inconvénients des alliages en nickel-chrome, chrome-cobalt et alliages d'or.

- il est biocompatible, alors qu'avec les alliages de cobalt-chrome et nickel-chrome, cette biocompatibilité est très aléatoire.

- sa masse volumique est nettement plus faible que celle des autres métaux et alliages d'or utilisés en prothèse.

- sa conductibilité thermique est inférieure à celle des autres alliages dentaires.

Le coût des méthodes de fabrication, non pas tant par le matériau lui-même, que par les procédés de fabrication, peut être un inconvénient. En effet, le titane est un matériau dont la mise en forme nécessite des techniques spécifiques, et donc des outils spécifiques (41).

Actuellement, le titane n'est pas ou peu employé pour la réalisation d'inlays ou onlays bien qu'il n'existe aucune contre indication à son utilisation.

4.4. Les adhésifs

Tous les systèmes de restauration esthétique sont basés sur le collage. Le collage à l'émail par l'intermédiaire des techniques de mordantage acide a largement démontré son efficacité, alors que les techniques d'adhésion à la dentine font l'objet de recherches continues. La préparation d'une cavité produit une couche de débris organiques et minéraux (smear layer) qui détermine les stratégies d'adhésion des adhésifs modernes (33).

L'adhésion aux tissus dentaires : la liaison entre résines composites et tissus dentaires peut atteindre des valeurs élevées. L'émail et la dentine présentent des énergies de surface différentes en rapport avec l'extrême différence de structure des deux tissus (20).

- L'émail : est le tissu le plus dur de l'organisme humain (96-97% de matériel inorganique), il est constitué de prismes et de substances interprismatiques. L'acide agit sur une épaisseur d'émail comprise entre 5 et 50 μm , en dissolvant la zone interprismatique, ce qui permet de bien exposer les prismes. Il en résulte la formation d'une surface irrégulière et anfractueuse, qui dispose d'une haute énergie de surface, ce qui permet à la résine adhésive hydrophobe de mouiller les microporosités créées dans l'émail. Une fois polymérisées, il en résulte une adhésion micromécanique, capable de s'opposer aux forces antagonistes de contraction de la résine.(32)
- La dentine : présente une composition chimique très hétérogène : à la partie inorganique d'hydroxyapatite (70%), s'ajoute une partie organique assez importante, constituée de collagène(18%) et d'eau(12%). Cette composition hétérogène, l'hydrophilie et la présence d'une couche de débris dentinaires (smear layer) après la préparation d'une cavité rendent la dentine plus réticente au collage.(32)

L'évolution des systèmes adhésifs

- *Les adhésifs de première génération*, introduits dans les années 60, ne développaient qu'un faible collage chimique avec le calcium de la partie inorganique de la dentine. L'adhésif était posé directement sur *la smear layer intacte*. Basé sur le NPG-GMA de Bowen (N-phénylglycine glycidil métacrylate), leur force d'adhésion limitée à 2-5 MPa se révéla insuffisante pour annuler la force de contraction due à la polymérisation, évaluée à 17-20 MPa (24).

- *Les adhésifs de deuxième génération* (au début des années 80) agissaient sur une dentine pré-traitée à l'E.D.T.A à 0,22%, et réalisaient un collage, toujours chimique, avec les deux parties de la dentine (organique et inorganique). Les valeurs de la force d'adhésion devenaient faibles (1-10 MPa) car la liaison s'effectuait pratiquement avec *la smear-layer mais modifiée* : la solution acide, trop faible, n'éliminait que la partie la plus superficielle de la smear layer sans atteindre la surface dentinaire sous-jacente (24).

- *Les adhésifs de troisième génération*, à la fin des années 80, ouvrent la voie d'un collage véritable avec la dentine, à la fois chimique et micromécanique. Le mordantage était effectué avec des acides à faible concentration. Ces acides furent choisis pour *éliminer la smear layer* en faisant substituer le bouchon et la dentine péricanalaire, toujours dans le but d'éviter des lésions pulpaires, susceptibles d'être induites par des solutions d'acides trop concentrées. Dans ces systèmes, la présence d'un primaire d'adhésion, constitué de HEMA(2-Hydroxethyl-métacrylate), permettait d'augmenter la mouillabilité du substrat dentinaire et , simultanément, de faciliter la pénétration de la résine liquide (7). Avec ces adhésifs on parvint à obtenir des valeurs d'adhésion à la dentine de 8 à 11 MPa, bien supérieures aux valeurs obtenues avec les adhésifs des deux premières générations, mais encore insuffisantes pour s'opposer aux forces de contraction (24).

- *La quatrième génération d'adhésifs*, avec le mordantage total de l'émail et de la dentine (« total etch ») permit finalement d'obtenir des valeurs d'adhésion capables de résister aux forces de contraction de la résine. Ce prétraitement dentinaire implique l'élimination totale de la boue dentinaire (smear layer et smear plug) et la modification de la couche superficielle de dentine, avec *la création d'une couche hybride* afin de créer un collage micromécanique, et chimique. Les acides employés étaient principalement : (29)
 - L'acide maléique à 10%
 - L'acide orthophosphorique, d'abord à 10%, ensuite à 32-37%
 - L'acide citrique à 10%

De plus, le promoteur d'adhésion devenait hydrophile, grâce à la présence d'un solvant volatil (alcool ou acétone) afin d'assurer une meilleure pénétration de la résine dans les canalicules dentinaires.

Ces dernières années nous ont apporté des changements moins importants : des modifications de la technique et quelques changements structurels dans les matériaux (85).

Une simplification des procédures visant à réunir en deux étapes les trois opérations : « etching », « primer », « bonding » pourrait limiter les risques d'échecs liés à l'opérateur sans altérer la qualité des résultats. Certains fabricants ont regroupé les étapes du mordantage acide et du primer (Self-etching Primer), alors que d'autres ont regroupé dans le même flacon le primer et le bonding (Single-Component).

Ces évolutions présentées par certains comme une cinquième génération ne sont en fait que de simples modifications techniques qui ne justifient pas une telle dénomination (85).

4.5. Les matériaux de collage

Il existe deux grandes familles de polymère pour assurer le collage :

➤ les composites de collage à base de résine bis GMA

Pour coller les inlays en résine, des résines composites spéciales ont vu le jour. Les matériaux microchargés et hybrides à grains fins sont les plus appropriés au collage. La résistance à l'abrasion des composites microchargés semble toujours meilleure à celle des matériaux hybrides. L'association de la photopolymérisation et de la chémozopolymérisation est jugée nécessaire pour disposer d'un temps de travail suffisant et afin d'obtenir une polymérisation optimale du matériau de collage (20).

De plus, le développement des restaurations à caractère esthétique requiert des matériaux de collage aux propriétés optiques particulières pour éviter une fracture de lumière dans les zones périphériques (joints laiteux transparents). C'est particulièrement vrai pour les inlays/onlays composites et, dans ce cas, une colle translucide et fluide à faible indice de réfraction est un critère de choix. Exemples de systèmes disponibles sur le marché (50) :

- Choice® (Bisico)
- Variolink II® (Vivadent)
- Nexus® (Kerr)

N.B : Variolink II® existe en plusieurs teintes.

➤ les polymères adhésifs représentés par :

- les colles anaérobies MDP : il s'agit de copolymères à base de méthacryloxydécaéthyle hydroxyphosphate (par ex : Panavia®, Kuraray).
- les colles 4-META : composées de 4 - méthacryloxyéthyl trimellitate anhydride (par ex : SuperBond ®, Sun Medical).

Ces polymères sont véritablement adhésifs grâce à leurs groupes chimiquement actifs. Ces ciments adhésifs sont basés sur l'adhésion au matériau (composite ou métallique) et non uniquement sur l'exploitation de microrétentions de la surface de la restauration pour obtenir l'adhésion (44).

4.6. Les matériaux de scellement

Plusieurs sortes de ciments dentaires peuvent être utilisés pour le scellement définitif des reconstitutions prothétiques :

→ Les ciments au phosphate de zinc

Connus depuis 1878 , ils ont une grande résistance à la compression (980 à 1120 kg/cm²) mais leur pH très faible au moment de la prise (3,5) est accusé d'être responsable d'irritations pulpaires. Si aucune protection pulpaire n'a été mise en place en cas de cavité profonde , avant l'empreinte, ces ciments sont contre-indiqués (70).

→ Les ciments polycarboxylates

Leur résistance à la compression est faible (700 kg/cm²), leur résistance à la traction est très bonne (70 kg/cm²). Leur pH est très faible (4,8) mais en raison de la taille importante des molécules d'acide polyacrylique, la pénétration des tubuli dentinaires est apparemment réduite, et leur nocivité pulpaire ne semble pas excessive. Ces ciments adhèrent fortement à l'émail (90 kg/cm²) mais peu à la dentine (34 kg/cm²) . Leur liaison est bonne avec les aciers inoxydables, mais quasi inexistante avec les alliages à base d'or (70).

→ Les ciments EBA

Ce sont des ciments à base d'oxyde de zinc et d'eugénol renforcés par l'acide ortho-éthoxybenzoïque et l'alumine. Leur résistance à la compression a été évaluée à 900 kg/cm². Leur résistance à la traction, plus faible que celle des polycarboxylates (46 kg/cm²), est comparable à celle des ciments au phosphate de zinc. Ils possèdent une bonne compatibilité biologique (70).

→Les ciments à base de verres ionomères (5)

Les ciments verres ionomères se répartissent en deux catégories :

- les CVIC pour lesquels la réaction de prise se fait uniquement par une réaction acide-base (par exemple : Ketac-Cem®, Espe).
- Les CVIH pour lesquels la réaction de prise se fait par une réaction acide-base à laquelle s'ajoute une réaction de polymérisation de type radicalaire (par exemple : FujiPlus®, GC Europe).

La formule chimique de ces ciments permet une adhésion aux tissus dentaires grâce à des structures polyélectrolytiques qui forment des ponts ioniques (par les anions Ca^{2+} , Zn^{2+} , Mg^{2+}) avec le collagène.

Leur résistance à la compression (105 kg/cm^2) et à la traction (85 kg/cm^2) sont bonnes. Leur liaison à l'émail (25 kg/cm^2), meilleure qu'avec la dentine (16 kg/cm^2) est légèrement inférieure à celle des polycarboxylates. L'atteinte pulpaire dont ils sont responsables n'est pas plus nocive que celle des ciments polycarboxylates ou ceux de l'oxyde de zinc. Malgré une bonne résistance à la contraction, DUPUIS et coll. (26) notent que sans préparation la liaison CVI/prothèse est nulle.

Dans le cas d'un métal précieux, un traitement par étamage ou par sablage est nécessaire ainsi que la mise en place d'un vernis après scellement pour éviter l'hydratation du ciment par la salive.

5 . AVANTAGES ET INCONVENIENTS

Les inlays/onlays métalliques

Lorsque un inlay ou onlay peut être réalisé, il permet aux restaurations de résister aux efforts de la mastication bien mieux qu'un amalgame. En effet, la restauration coulée doit, chaque fois que possible, répartir les forces sur la structure restante de la dent, en associant ses différentes parties. De plus, l'anatomie de la dent peut être plus facilement reconstituée par un onlay coulé en or, que par tout autre matériau d'une méthode directe. Le passage dans la chaîne prothétique permet au praticien d'imposer son choix dans la réalisation de l'anatomie occlusale tout en respectant l'antagoniste (22).

Les propriétés de ce matériau font qu'il ne se détériore pas en bouche, qu'il assure une excellente protection contre les récurrences carieuses, et qu'il ne traumatise pas la gencive lorsque la reconstitution atteint le cul de sac gingival. Par comparaison, l'amalgame est une substance infiniment moins résistante que l'or coulé, et de plus, susceptible de déformation avec le temps (29).

Il faut noter que cette méthode présente quelques inconvénients qui pour la plupart sont liés à un défaut d'esthétique, pour un traitement qui offre toutes les garanties biologiques et fonctionnelles. Un autre inconvénient est le phénomène de polymétallisme qui peut apparaître dans le cas où des restaurations à l'amalgame sont en présence d'inlays en or. Il faut savoir que le couple galvanique amalgame-or est important et qu'il se traduit par une corrosion importante de l'amalgame. Les courants peuvent atteindre un taux de corrosion proche de 75 mg/cm²/an. Des hypersensibilités dentinaires peuvent être perçues sur des dents pulpées, obturées par un amalgame ou un inlay en or, en relation avec ces polymétallismes.

L'autre inconvénient de cette méthode réside dans la difficulté de son exécution.

Les inlays/onlays en résine composite

(20) (50)

Ils sont utilisés depuis une dizaine d'années et ont présenté des résultats égaux et même meilleurs que ceux obtenus avec les composites postérieurs par méthode directe.

Cette méthode présente plusieurs avantages :

- Elle est très esthétique
- Elle permet un meilleur contrôle des contacts proximaux
- Elle présente une excellente adaptation marginale
- Son coût de laboratoire est réduit ou nul si la restauration est réalisée au cabinet
- Possibilité de réparation immédiate en bouche en cas de fracture
- Elle permet une contention des dents compromises et une dépose facile si le remplacement devient nécessaire
- La rétraction due à la polymérisation est compensée par la polymérisation hors de la cavité buccale
- Le taux d'abrasivité et d'usure sont équivalents à celui de la dent.
- Leur utilisation permet d'éviter le phénomène d'électrolyse.

Les inconvénients :

- La réalisation d'inlays en composite par méthode directe ou indirecte réclame plus de temps et d'habitude que les méthodes de restauration par des matériaux plastiques, au moment de leur insertion.
- La méthode est plus coûteuse pour le patient en raison du temps et de l'instrumentation nécessaire par rapport à une restauration à l'amalgame.

6. Les principes de préparation

(46)

Quand, en 1908, Black énonça ses principes généraux de préparation cavitaire, il ne les avait envisagés que sous un angle mécanique (la fixation et la rétention de l'obturation). Les principes de Black doivent être revus lorsque l'on prépare une cavité pour une restauration adhésive. La forme de la cavité est dictée principalement par l'extension de la lésion carieuse, avec une évidente recherche d'économie de tissus sains. La règle d'or lors de la préparation d'une dent pour une restauration adhésive, réside dans le respect et la conservation maximale des tissus sains.

Une géométrie de dépouille est bien sûr requise dans les deux types de préparations (scellées ou adhésives). A la différence pour les adhésives, où l'on ne cherche pas initialement à supprimer les surplombs internes, lesquels seront comblés ultérieurement par un CVI ou un ciment composite résineux.

Les principes de préparations spécifiques à chaque type de restauration seront décrits dans les chapitres suivants.

7. Protocoles opératoires

(12) (20) (39) (58)

Dans ce chapitre, nous allons détailler les différentes étapes communes de l'élaboration des deux types d'incrustation, de manière non exhaustive afin d'en faire référence dans les chapitres suivants.

Ce type de restauration ne sera envisagé qu'après un examen approfondi des organes dentaires intéressés mais aussi de l'ensemble de la cavité buccale, l'analyse occlusale étant bien évidemment une étape préopératoire impérative. Un cliché préopératoire systématique permettra une évaluation précise de la forme et du volume de la pulpe ainsi qu'un contrôle de caries éventuelles.

Une conduite à tenir particulière sera de rigueur afin de limiter l'agression pulpaire. En effet, même si chacune des agressions ne peut faire courir isolément de graves dangers à la pulpe, c'est l'accumulation de ces irritations qui peut occasionner la nécrose.

La limitation des pressions exercées sur la dent lors de la préparation semble diminuer les risques imposés au complexe dentino-pulpaire. Ceci impose donc *une technique de préparation adaptée* en utilisant des vitesses de rotation élevées, des systèmes de refroidissement par spray, et si possible l'utilisation de fraises neuves. (NB : les fraises en carbure de tungstène semblent les plus adaptées). *Une limitation de la profondeur de la préparation* doit rester à l'esprit, en effet plus la préparation est

profonde, plus les effets de chaleur, pression, vibration sont ressentis par la pulpe (71).

Afin d'éviter les phénomènes d'aspiration et d'évaporation du fluide dentinaire, le moignon doit toujours être humide d'où une limitation du séchage du moignon. A la fin de la préparation, l'application d'une protection dentino-pulpaire permet de protéger l'ouverture des tubuli, voire de les sceller afin d'éviter la fuite du fluide intra-tubulaire et d'empêcher la pénétration de fluides salivaires ou de produits chimiques vers la pulpe.

Cette protection dentino-pulpaire peut être de plusieurs ordres :

- un vernis protecteur
- un adhésif amélo-dentinaire
- un hydroxyde de calcium

6. 1. Première séance

7.1.1. Anesthésie

Une anesthésie locale ou locorégionale est d'emblée obligatoire afin de diminuer la pression sanguine intra-pulpaire qui selon certains auteurs, serait favorable à la résistance aux traumatismes hydrodynamiques (grâce aux vasoconstricteurs). Une anesthésie va permettre également un confort du patient et donc du praticien pendant la préparation.

7.1.2. Le champ opératoire

(20)

L'emploi de la digue en caoutchouc, de crampons et de ligatures va permettre :

- une isolation améliorée : le champ opératoire permet de créer une barrière contre les liquides biologiques (salive, sang, fluide gingival) et la saturation humide de l'air expiré. De plus, la cavité buccale du patient est isolée contre les agents toxiques, caustiques ou allergisants.

- un accès amélioré : la digue permet l'écartement des joues, des lèvres et de la langue. Elle provoque également l'éviction gingivale au niveau de la lésion à traiter (digue Heavy). De plus, la vision est améliorée par une diminution de l'éblouissement et l'augmentation du contraste qui permet une meilleure vision des limites.

Enfin, l'emploi de fil dentaire ciré type Buttler Gum Wave, permet de faciliter le passage des languettes interdentaires de la feuille de caoutchouc préalablement lubrifiée par un gel hydrosoluble n'interférant pas avec l'adhésion (pour les restaurations adhésives).

Le recours à des ligatures péri-dentaires réalisées avec du fil de soie ou des petits élastiques de types Wedjet (Hygénic) s'avère souvent nécessaire afin

d'obtenir une étanchéité maximale du champ ainsi qu'un accès aisé aux limites cervicales de la préparation.

7.1.3. Eviction des caries et suppression des anciennes restaurations

(12)

L'éviction complète de la carie permet d'apprécier la profondeur de la cavité et la résistance des parois. Il est préférable de supprimer toute restauration préexistante et toute structure dentaire compromise avant de poser l'indication réelle de tel ou tel matériau de restauration.

7.1.4 La préparation

La différence de structure des matériaux utilisés pour l'élaboration des restaurations entraîne des particularités dans la réalisation des préparations. Les différents types de préparation seront décrits dans les chapitres suivants.

7.1.5. Protection pulpaire

La protection pulpaire est assurée par un fond isolant la pulpe des chocs thermiques et électriques .

Harter et Sarfati (35) conseillent de respecter une distance dite « de sécurité » de 1mm minimum entre la pulpe et la préparation, ceci d'autant plus que l'image radiologique n'est qu'une indication de la réalité pulpaire. Dans les zones parapulpaires : un fond de cavité à l'hydroxyde de calcium est préconisé.

7.1.6. Empreinte

(36)

Si le pouvoir mouillant et la compression d'un matériau d'empreinte permettent l'enregistrement des surfaces en relief, ces facteurs sont insuffisants pour l'empreinte des cavités de type inlay/onlay. C'est pourquoi il est indispensable d'injecter un matériau fluide dans les zones d'accès difficiles, avant l'insertion du porte-empreinte à l'aide de divers types de seringues jetables ou non.

De plus, une empreinte sectorielle est suffisante en cas d'inlay-onlay unitaire. Cependant, en cas de cavités complexes et multiples, une empreinte de toute l'arcade s'impose.

7.1.7. Restauration provisoire

(21) (50)

A partir du moment où la réalisation de l'inlay nécessite deux séances (liée à des délais de laboratoire), la mise en place d'une restauration provisoire

est indispensable. Cette protection temporaire doit répondre à certaines exigences :

- éviter l'irritation de la dentine et de la pulpe.
- protéger les bords d'émail contre la fracture.
- préserver l'intégrité de la gencive marginale. S'il y a blessure du liseré gingival, l'inflammation peut favoriser une réaction hyperplasique ou un saignement lors de la séance de scellement ou de collage.
- permettre la fonction occlusale : autant pour la résistance de la dent face aux forces de mastication que pour le bien-être du patient.
- permettre la stabilité : ce qui évite toutes variations de position de la dent (égression, version, rotation) qui imposeraient des retouches de la préparation lors du scellement.

⇒ En obturation provisoire, la cavité peut être comblée à l'aide d'une résine autopolymérisable, scellée grâce à un ciment provisoire avec ou sans eugénol. Mais les ciments de scellement provisoire à base d'eugénol peuvent influencer sur les techniques de collage . En effet, l'eugénol présente des propriétés inhibitrices sur les phases de collage et sur la photopolymérisation de la résine. De plus, en pénétrant les surfaces dentaires, il réduit les capacités de liaison entre les tissus dentaires et les ciments adhésifs. Cependant, certains procédés adhésifs (systèmes Scotchbond Multipurpose® de 3M) semblent peu sensibles à l'eugénol.

Pour de petites cavités, le comblement peut se faire avec un ciment pierre qui s'enlève facilement aux ultrasons (5) (48).

Des matériaux d'obturation provisoires photopolymérisables peuvent être également utilisés. (par ex : Cimavit® de Pierre Rolland).

⇒ Des inlays/onlays provisoires en résine peuvent être réalisés par auto-moulage, collés avec une colle cyanocrylate qui s'éliminera aux ultrasons (50).

7. 2. Deuxième séance

Tout comme lors de la première séance :

1/ une anesthésie s'impose puis 2/la mise en place de la digue pour les restaurations adhésives et 3/ la dépose de l'obturation temporaire.

Les étapes qui suivent seront très différentes suivant le type de restauration choisie et seront décrites dans les chapitres suivants.

7.2.4. Essayage et contrôle de l'adaptation de l'inlay

7.2.5. Contrôle de l'occlusion

7.2.6. Scellement ou collage

7.2.7. Finition et polissage

II LES INCRUSTATIONS METALLIQUES

1. Propriétés des matériaux utilisés

(11)

Les propriétés des alliages d'or peuvent être modifiées en fonction du traitement de l'alliage avant sa mise en fonction. C'est pourquoi, il est important de rappeler les traitements thermiques qu'ils subissent.

→ *Traitement thermique d'homogénéisation :*

Pour des raisons mécaniques et électrochimiques, il est tout d'abord nécessaire d'homogénéiser les alliages d'or complexes en les chauffant à 700°C, opération suivie d'une trempe à l'eau pour éviter le grossissement du grain.

→ *Traitement thermique de durcissement :*

Réservé aux alliages de types III et IV, il consiste, après le traitement précédent, en un réchauffage de l'alliage à 400°C, de préférence dans un bain de sels fondus suivi d'une trempe à l'eau.

1.1. Propriétés mécaniques

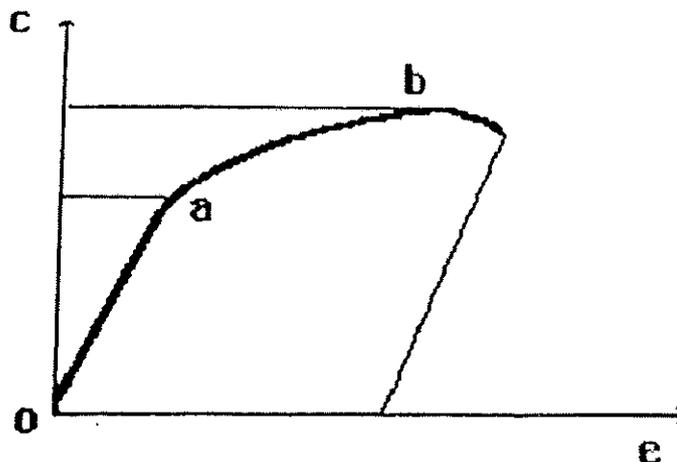
(11)

Nous rappellerons brièvement d'abord comment sont définies les propriétés mécaniques des matériaux.

Les propriétés mécaniques sont le résultat d'essais liés au temps (fluage et fatigue), et d'essais indépendants du temps (traction et dureté).

→ *L'essai de traction* est un essai statique de courte durée qui permet de déterminer la courbe contrainte-allongement.

Illustration n° 4: Courbe de traction (11)



On distingue sur cette courbe, la phase de déformation élastique où l'effort exercé croît proportionnellement à la déformation. Le coefficient angulaire de la droite Oa est appelé module d'élasticité et caractérise chaque matériau. Il traduit sa rigidité.

Le point A est la limite élastique où la contrainte est trop importante pour que le matériau reprenne ses dimensions initiales. Elle traduit son élasticité. Lorsque l'essai se poursuit jusqu'à la rupture du matériau, on obtient la valeur de la charge de rupture (point C) qui reflète la résistance à la traction. Celle-ci traduit la ténacité du matériau.

On définit aussi souvent l'allongement après la rupture en pourcentage car il est le reflet de la ductilité du matériau. C'est une caractéristique importante car plus sa valeur sera importante, plus le brunissage sera possible et efficace.

Il est à noter que l'or est le métal le plus ductile et le plus malléable, permettant ainsi un brunissage des pièces métalliques et assurant une excellente étanchéité marginale.

→ *L'essai de dureté* définit la résistance qu'un corps oppose à la déformation locale sous charge, c'est à dire à la somme de la déformation permanente et de la déformation élastique.

La dureté est avant tout une propriété de surface. Pour la définir, on impose au matériau une empreinte à l'aide d'un pénétrateur de forme bien définie avec une force appliquée pendant un temps précis.

En réalité, il y a autant de duretés que de méthode de mesure. C'est en outre une notion relative qui vaut essentiellement par comparaison.

Cette dureté est faible et constitue un élément négatif des alliages précieux. Pour améliorer la dureté des alliages d'or, Burdairon (11) préconise l'addition de platine, de palladium et de faire des traitements thermiques.

Pour les alliages semi-précieux, la dureté est majorée mais reste tout à fait compatible à celle de la denture naturelle.

La norme AFNOR classe les alliages d'or selon les propriétés physiques en quatre types pour les alliages à couler.

- type I : relativement mou ($50 < \text{Vickers.Hardness.Number (V.H.N)} < 90$)
- type II : relativement dur ($90 < \text{V.H.N.} < 120$)
- type III : dur ($120 < \text{V.H.N} < 150$)
- type IV : extradur ($150 < \text{V.H.N}$)

→ *Le phénomène de fatigue* : on a constaté expérimentalement qu'un matériau soumis à des efforts répétés, inférieurs à la charge de rupture, pouvait se rompre sans déformation préalable. Ce phénomène a été appelé « fatigue ». C'est une caractéristique qui dépend du temps.

→ *Le phénomène de fluage* : nous avons vu précédemment qu'un matériau pouvait subir une déformation permanente sous l'action d'un effort supérieur à sa limite élastique, et qu'il prenait alors un allongement déterminé.

Mais si l'effort est maintenu, et si en plus, le matériau est porté à une température élevée, un nouveau phénomène apparaît : la déformation visqueuse. La limite élastique baisse avec le temps et l'éprouvette s'allonge, on dit qu'elle flue.

Ce phénomène fait intervenir quatre variables : l'allongement, la charge, la température et le temps.

En ce qui concerne les métaux qui nous intéressent, les propriétés mécaniques des alliages or de type II et III peuvent être résumées dans le tableau suivant :

Illustration n°5: Propriétés des alliages de type II et III d'après l'ADA (11)

Type	Dureté Vickers V.H.N		Module D'élasticité en GPa	Limite Elastique En MPa (moy)	Résistance à la rupture en MPa (moy)	Allongement en %	
	min	max				min	max
II	90	120	-	160	345	12	24
III adouci	120	150	75	195	365	12	20
III durci	-	-	80	290	445	-	10

N.B : *La densité* des alliages or-platine est la plus élevée, de l'ordre de 15 à 18 g/cm³ et selon leur teneur en or, celle des alliages semi-précieux est de l'ordre de 10 à 12 g/cm³. Cette forte densité augmente la qualité des détails très fins lors de la coulée par centrifugation. Par ailleurs, le poids de la restauration n'est pas un avantage car au niveau économique le prix des alliages est donné par unité de poids.

1.2. Les propriétés thermiques

(11) (13)

Elles sont d'une grande importance tant au laboratoire où leur connaissance autorise une meilleure élaboration des pièces prothétiques, qu'en clinique où les changements plus ou moins brusques de température peuvent modifier transitoirement la stabilité de dimension des restaurations.

S'il est vrai, en effet, que la bouche est théoriquement une étuve parfaitement réglée à 37°C, il est vrai aussi que l'homme est omnivore et que son régime alimentaire est rarement isotherme (71).

La conductibilité des alliages d'or de classe II et III est d'environ de 250 w/m.K, c'est à dire près de 500 fois celle de la dentine et 250 fois celle de l'émail et 10 fois celle de l'amalgame, ce qui, comme le remarque Chambaz (13), peut être un inconvénient dans le cas de cavité profonde et volumineuse.

La dilatation thermique peut varier de 18 à 19 x 10⁻⁶ /°C selon les types d'or, alors que celui de l'or pur est de 14,3 x 10⁻⁶ /°C et que celui de la dent est de 11,2 x 10⁻⁶ /°C (11).

L'intervalle de fusion (on ne parle pas de point de fusion puisque nous avons à faire à des alliages) est d'environ 50°C avec une température minimum de début de fusion de 900°C environ.

Un intervalle de température de fusion réduit est souhaitable car cela affine le grain et améliore les propriétés mécaniques de l'alliage même si un intervalle important a tendance à améliorer la coulabilité (11).

- la coulabilité est l'aptitude de l'alliage liquide à s'écouler et à reproduire fidèlement les contours d'un moule. Elle est très bonne, en particulier pour les alliages de type III ; Pour les alliages semi-précieux, la coulabilité est moins bonne quand le palladium dépasse 9%.

- La contraction de refroidissement découle d'une contraction de la matière qui passe d'un état désordonné (liquide) à un édifice ordonné, compact, fixé par la cristallisation de l'alliage.

Cette contraction de refroidissement varie avec la composition de l'alliage et de son intervalle de fusion. Les alliages précieux présentent un retrait de 1,3% à 1,7%.

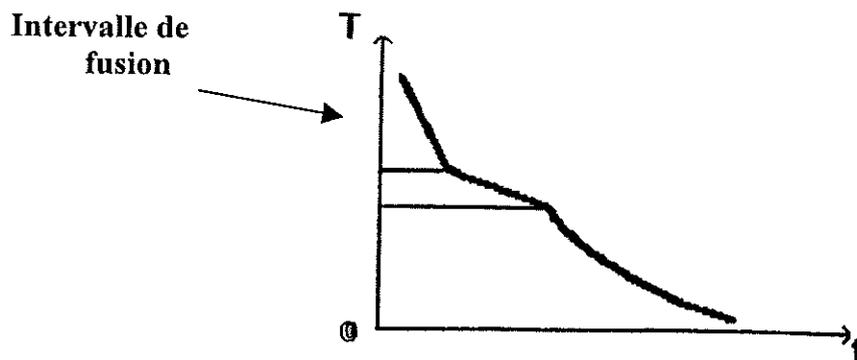


Illustration n° 6 : Courbe de refroidissement idéale, température-temps d'un alliage (11)

1.3. Propriétés chimiques et électrochimiques

Là encore, il est important de connaître le comportement des alliages face aux phénomènes chimiques et électrochimiques puisque le milieu buccal exerce sur eux un rôle complexe.

Les biomatériaux métalliques sont susceptibles de présenter différentes formes d'altérations plus ou moins graves, et ceci par la mise en relation du métal avec la salive et la plaque bactérienne avec les flux respiratoires (l'altération sera électrochimique) et les aliments (l'altération sera chimique) (9).

Ces derniers contiennent des dérivés sulfurés qui interviennent les premiers dans la formation du ternissement, stade initial qui se poursuivra ultérieurement par l'attaque de certaines zones du matériau. C'est la corrosion.

Des expérimentations basées sur les travaux de Tucillo et Nielsen (15) ont montré que la corrosion chimique d'un alliage variait en fonction de la proportion atomique. Ainsi au dessus de 50% en atomes d'or, les alliages résistent aux acides minéraux énergétiques, entre 37,5 et 50% en atomes d'or, les métaux tels que le zinc, le cuivre et l'argent sont attaqués par les acides forts comme HNO_3 ou H_2SO_4 . Puis entre 25 et 37,5% en atomes d'or, les métaux se dissolvent plus rapidement, l'or restant sous forme d'une masse spongieuse cohérente. Au dessous de 25% en atomes, l'alliage peut être attaqué par des réactifs peu énergétiques et se sulfure facilement. Ces études ont montré également que le traitement thermique d'homogénéisation des alliages permettait de réduire ces phénomènes en évitant le ternissement en bouche des pièces coulées (64).

Il semble maintenant certain que l'interaction métal-salive engendre des micro-courant, dont les effets sont variés et dont la conséquence principale est la corrosion électrochimique.

Les techniques électrochimiques permettent de mettre en évidence le comportement à la corrosion de n'importe quel type d'alliage. Ainsi les travaux réalisés par Brugirard et Reclaru (9) ont présenté un certain nombre d'aspects liés au comportement face à la corrosion des alliages à partir des mesures d'impédances, des mesures de courant, et des mesures de potentiel, mesures qui ont été réalisées par immersion d'éprouvettes d'alliages dans un milieu salivaire artificiel.(64)

Les résultats complexes de ces travaux prouvent que la corrodabilité des alliages augmente par pallier lorsque la teneur en or diminue, ou celle de métaux tels que le cuivre ou l'argent augmente. En revanche, la résistance des alliages à base de palladium est excellente même si la teneur en or est faible.

1.4. Propriétés biologiques

(9) (11)

La biocompatibilité des alliages d'or et même des alliages en général, est définie comme étant la tolérance des tissus vivants avec les matériaux qui se trouvent en contact direct avec les tissus vivants et a fait l'objet de nombreuses publications et polémiques.

Pour certains comme Steinmann, qui propose une synthèse illustrée ci-dessus, il faut mettre en exergue les risques induits par un matériau corrodable, donc avec une faible « résistance à la polarisation ».

D'autres, comme Burdairon(11), pensent que les alliages sont très bien tolérés à condition que la teneur globale en or et en métaux du groupe du platine ne soit pas inférieure à 75%.

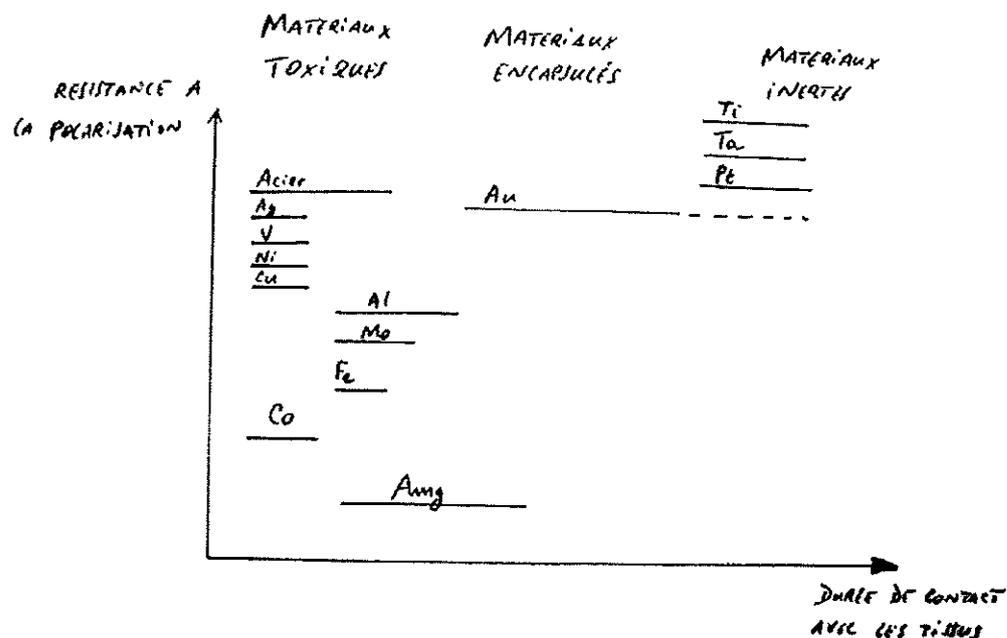


Illustration n° 7 : polarité des métaux (11)

2. Les principes de préparations

En 1907, Black a établi pour les reconstitutions à l'or foulé, un ensemble de directives devenues classiques. Ces principes connus sous le nom de principes de BLACK sont toujours valables à condition de les compléter, et de les adapter aux conditions nouvelles créées par la réalisation des incrustations métalliques coulées.

Pour la préparation de la dent, l'opérateur doit avoir à l'esprit deux objectifs : l'économie tissulaire et la pérennité de la restauration.

Il est important de dissocier *les inlays/onlays d'obturation, des inlays/onlays moyens d'ancrage de bridges (MAB)*. Les objectifs des premiers sont de combler une perte de substance coronaire. Le but des seconds est d'agréger une ou deux dents absentes à des dents piliers. La conception des formes et des volumes des uns et des autres en est totalement différente (35).

A. Les inlays/onlays d'obturation

2.1. Les principes thérapeutiques

2.1.1. Eviction complète de la carie (12)

Après exérèse des tissus pathologiques, le capital que constitue la structure saine doit être géré et exploité dans le but de retrouver une anatomie

dentaire fonctionnelle, mais aussi d'assurer une protection efficace du tissu dentaire résiduel, seule garantie de la pérennité du traitement.

On doit épargner les surfaces dentaires intactes au maximum tout en gardant à l'esprit le lien qu'il existe avec la rétention.

Il existe quelques règles de conservation ou d'éviction tissulaire :

- Il ne faut jamais conserver d'émail non soutenu par de la dentine, car l'émail seul résiste mal aux forces de la mastication et l'on risque fortement une fracture amélaire et, donc à terme, un échec thérapeutique.

- Le choix de l'axe d'insertion doit être choisi en préservant le maximum de dentine.

- Les parois doivent être épaisses et résistantes.

2.1.2. L'extension prophylactique

(35)

L'extension préventive doit s'inspirer des directives de Black et doit se faire dans les zones d'immunité relatives à la carie.

- *Pour les cavités occlusales* : Elles doivent comprendre toutes les fissures de la face triturante même les sillons anfractueux non fissurés. Il faut éviter toute mutilation excessive en se souvenant que la cohésion et la rigidité des alliages permettent des architectures fines. La ligne de contour est une ligne courbe, continue sans angle vif.

- *Pour les cavités proximales* : Elle doit aller jusqu'aux zones d'accès au brossage pour le patient. De plus, les limites vestibulaires et palatines ou linguales de la préparation doivent être étendues légèrement au-delà de la zone d'extension préventive minimale (ZEPM).

2.2. Les facteurs mécaniques

(6)

2.2.1. Définition

- Rétention : c'est l'ensemble des forces qui s'opposent à la désinsertion de la prothèse selon son axe d'insertion.
- Stabilisation : c'est l'ensemble des forces qui s'opposent aux mouvements de bascule soit selon un axe antéro- postérieur soit selon un axe vertical.
- Axe d'insertion : c'est une ligne imaginaire selon laquelle la prothèse doit être insérée ou désinsérée.
- La dépouille : c'est l'angle qui existe entre la face d'une préparation et son grand axe.

2.2.2. Principes de préparation

(46)

On doit respecter certains principes de préparation quel que soit le type de réalisation :

- rechercher le maximum de surfaces verticales pour augmenter les forces de friction.
- rendre la cavité de dépouille et réaliser un fond perpendiculaire aux forces de mastication.
- les parois doivent être épaisses et résistantes.
- choisir l'axe d'insertion en préservant le maximum de dentine.
- le biseau périphérique doit être court et épais car il assure l'étanchéité marginale et permet le brunissage des incrustations métalliques coulées en alliages précieux.

2.2.3. Caractéristiques des cavités

A. Cavité de classe I simple

(12)

Elle comporte

a Des parois marginales (distale et mésiale)

Elles sont parallèles aux faces proximales externes de la dent. Elles se situent en principe entre le fond de la fossette marginale et l'arête de cette même crête.

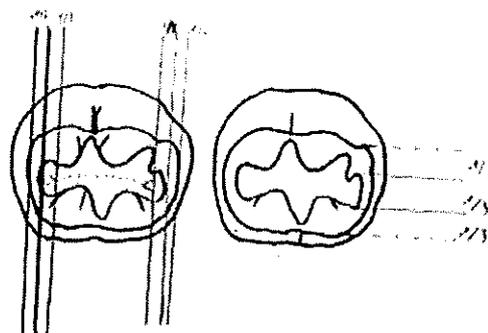


Illustration n° 8: limites de l'inlay dans le sens méso-distal (12).

b Des parois vestibulaires, linguales et palatines

(12)

Une restauration coronaire partielle scellée doit satisfaire à des conditions de rétention dites classiques :

- Une dépouille peu accentuée : en effet plus l'angle de dépouille est grand, plus il existe d'axes de désinsertion et moins les parois opposées (les faces axiales cavitaires) sont génératrices de rétention. Le degré de divergence des parois doit être minimal, l'angle idéal étant de 5° par rapport à l'axe d'insertion.
- Une opposition et une hauteur des parois : la rétention est directement proportionnelle à la surface des parois axiales ; la cavité devra donc être plus profonde que large.

Les parois doivent avoir une épaisseur minimale afin d'être résistantes. La cavité dans le sens vestibulo-lingual ne doit pas dépasser le tiers de la face occlusale. Si ces limites doivent être dépassées, il faut envisager un recouvrement cuspidien.

c Une paroi pulpaire

La paroi pulpaire doit être perpendiculaire aux forces de mastication. Si la cavité est profonde, la recherche d'un fond plat peut amener une lésion pulpaire, il est préférable alors de préparer plusieurs plans de stabilisation, parallèles entre eux, mais toujours perpendiculaires à l'axe d'insertion. On aboutit alors à une préparation à fond plat à étages différents.

Les différents épaulements se raccorderont entre eux par des angles vifs et nets pour permettre la rétention et la stabilisation de la pièce coulée (MOUREN 1991)(58).

Cependant pour AUGIER et coll (3), un angle droit fond-paroi augmente la friction, ce qui peut entraîner un effet de coin aboutissant à des fractures secondaires. Cet angle droit est inutile si la profondeur de la cavité est suffisante ou si des rétentions annexes sont employés.

CALAS ET COLL (12) ne préconisent pas d'angles vifs à la jonction paroi pulpaire/paroi marginale afin de ne pas fragiliser la dent. Ils devront être légèrement supérieurs à 90°.

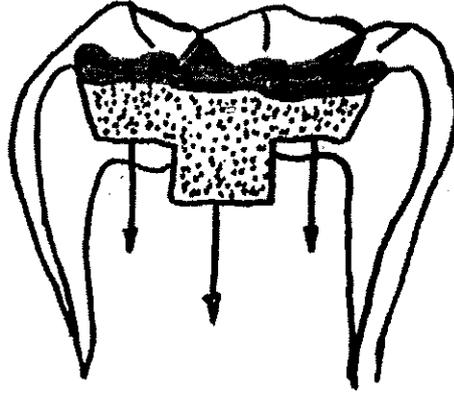


Illustration n° 9: Le fond doit être plat et perpendiculaire aux forces de mastication (12).

d Une profondeur

La cavité sera plus profonde que large pour augmenter la rétention. Dans le cas de cavité large où la réalisation de ce principe risque de léser la pulpe, on adjoint des rétentions accessoires (puits, ...) (58).

e. Une forme de contour

Le tracé de la cavité varie avec la forme anatomique de chaque dent. C'est une ligne sinueuse continue, courbe, englobant les fossettes et sillons douteux sans fragiliser les parois et qui ne doit pas s'arrêter à un point d'intercuspidation maximale.

Les forces de friction, donc la rétention, sont d'autant plus importantes que le contour est sinueux et la préparation profonde.

La largeur de l'isthme de la surface occlusale doit être réduite à un minimum afin de préserver la structure de la dent (12).

f. Des bords : le biseau occlusal

C'est de la limite périphérique de la cavité que dépendra la qualité du joint marginal. Le biseau est un des éléments les plus importants de la préparation.

Les bords ou angles cavo-superficiels sont biseautés pour permettre la finition de l'inlay par le brunissage, et assurer une herméticité parfaite.

Le biseau doit être continu, régulier, court, épais et avoir une angulation de 15 à 20° (58).

Traditionnellement, il était préconisé un biseau partiellement amélaire, incliné à 45°, ce qui était une situation mutilante et inesthétique en raison de l'étalement de métal qu'elle entraînait en surface.

g. Des aménagements complémentaires
(57)

Ce sont des artifices architecturaux que l'on réalise à la fin de la préparation afin d'améliorer la rétention générale de la préparation. Ils ont en commun certains points :

- Ils doivent être réalisés en pleine dentine , loin de la jonction amélo-dentinaire qui est une zone fragile.
- Ils doivent être plus profonds que larges.
- Ils sont dans l'axe de dépouille générale.
- Ils sont réalisés en général par paire.
- Ils doivent être les plus distants les uns des autres pour augmenter le polygone de sustentation.
- Ils doivent bien sûr ne pas léser la pulpe ni affaiblir les parois.

Pour les cavités de classe I, on peut considérer trois types d'aménagements complémentaires :

- Les puits dentinaires : Ce sont des cavités cylindriques taillées dans la dentine (ils doivent être placés à au moins 1,5 mm de la jonction émail-dentine et le plus loin possible de la pulpe). Elles sont ensuite remplies par des tenons de diamètre inférieur de 0,01 mm à celui du puits. Ces tenons sont solidaires de la pièce métallique.

Ces puits représentent des cavités à parois parallèles, qui, compte tenu de leur profondeur, assurent une très bonne rétention et stabilisation. Ils sont très utiles en présence :

- de cavités du collet où la longueur est toujours plus importante que la profondeur.
- De dents courtes n'offrant pas assez de parois saines pour préparer des ancrages suffisants.
- de cavités présentant des pertes de substances importantes ou des parois minces que l'on peut réduire sans risque de fragilité.

Il est préférable d'augmenter l'espace entre les puits afin d'obtenir un polygone de sustentation maximum et ce en respectant les règles de JEANNERET (13).

Les règles de JEANNERET :

- Augmenter l'espace entre les points d'ancrage le plus possible.
- Situer la majorité des puits au point d'impact des forces.

- Les points d'appui doivent se trouver sur la ligne de transmission des forces.
- Le polygone de sustentation défini par les puits doit revêtir la forme d'un triangle ou d'un polygone.
- Les rainures : ce sont des encoches à angles vifs préparées sur des parois verticales épaisses. Elles sont faciles à réaliser, peu mutilantes et augmentent la rétention mais surtout la stabilisation.
- Les cannelures : ce sont des gorges semi-cylindriques réalisées sur les parois verticales. Ce sont des éléments très rétentifs, mais qui nécessitent une paroi résistante. Elles doivent être de petit diamètre (inférieur à 0,5 mm).

B. Cavité de classe I composée

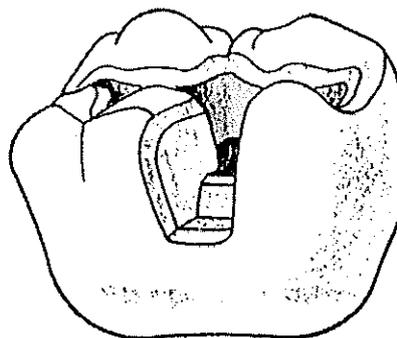
(12)

La cavité principale occlusale comprend *une cavité annexe* vestibulaire, palatine ou linguale. Il y a systématiquement extension aux sillons lorsqu'il y a une infiltration avérée ou le moindre doute.

La cavité préparée doit respecter certaines règles :

- elle doit être parallèle à l'axe de dépouille de la cavité occlusale.
- la paroi axiale doit être également parallèle à la paroi palatine, linguale ou palatine. Elle doit rejoindre la paroi cervicale selon un angle de 90°, assurant ainsi une meilleure stabilisation de l'inlay.
- un chanfrein doit être réalisé à la jonction de la paroi axiale et pulpaire.

Illustration n° 10 : cavité annexe vestibulaire d'une cavité de classe I (12)



C. Cavité de classe II

1. Historique

(58)

De nombreuses préparations ont été décrites dans le passé. Elles étaient directement inspirées des principes de Black et influencées dans leur forme

par les nécessités de l'empreinte directe. On aboutissait à des préparations avec de vastes extensions :

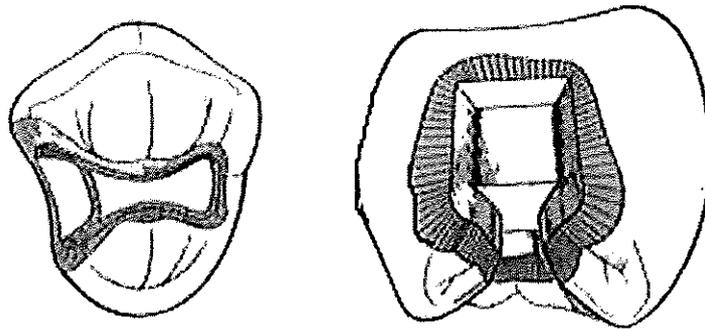
- large isthme
- large queue d'aronde
- biseau occlusal fortement incliné

Plus tard la technique du « slice cut » bien que mutilante fut préconisée. Il s'agissait de supprimer une partie de la face proximale de la dent jusqu'à ce que les bords ainsi obtenus englobent la zone d'extension préventive minimale.

Aujourd'hui, les cavités modernes sont beaucoup plus réduites en volume et moins étendues en surface :

- isthme étroit et profond
- biseaux occlusaux faiblement inclinés
- biseaux proximaux concaves à la limite de la zone d'extension prophylactique minimale

Illustration n°11 : cavité de conception actuelle (vue occlusale et proximale) (58)



2. Conceptions actuelles

La préparation présente les caractéristiques suivantes :

a La cavité proximale (13)

- Plancher, ou paroi cervicale, plat.
- Mur axio-pulpaire, toujours dentinaire, se situant à 1,5 mm au minimum de la jonction amélo-dentinaire.
- Des parois, vestibulaire et linguale (ou palatine), légèrement divergentes (de 6 à 8°) vers la face occlusale de façon à assurer la dépouille.
- Les angles sont vifs et nets pour permettre la rétention et la stabilisation de la pièce coulée.

b La cavité occlusale

(58)

- L'isthme et la queue d'aronde sont réduits au minimum tout en respectant les règles d'extension prophylactique. La queue d'aronde ne dépasse pas 1,5 mm de largeur au niveau de l'isthme. Pour Chambaz (11), l'isthme a une largeur égale à la profondeur représentant environ le tiers de la distance intercuspidienne. Par contre, la profondeur qui augmente grandement la résistance de la pièce est très accentuée par rapport aux cavités traditionnelles.
- Les parois de cette cavité sont divergentes selon un angle idéal de 6 à 8° par rapport à l'axe d'insertion ;
- Les fonds sont plats et les angles vifs.
- La paroi cervicale est établie à angle droit par rapport au grand axe de la dent. Elle est généralement placée avec son biseau à 1 mm sous la gencive, quand cette dernière a un rapport normal avec la couronne de la dent.

N.B : Attention les extensions proximales mésiales des prémolaires maxillaires doivent rester limitées pour des raisons esthétiques.

c Les biseaux

- Le biseau occlusal est long, amélaire parfois amélo-dentinaire, et faiblement incliné (15°) par rapport à l'axe d'insertion.
- Le biseau proximal doit être concave dans tous les sens, et doit s'arrêter idéalement aux limites de la zone d'extension prophylactique minimale (ZEPM). Il s'agit d'un biseau amélo-dentinaire ayant la forme de cuvette dont l'inclinaison est de 60° par rapport au plancher cervical (58).
- Les biseaux occlusaux et proximaux ne forment, en fait, qu'un seul et même biseau dont la jonction proximo-occlusale est assurée par un évasement protecteur de la préparation (35).

D. Cavité de type MOD

Pour SHILLINGBURG et coll (70), l'indication des inlays pour obturer des cavités MOD est hautement discutable car leurs formes de contour ne présentent pas d'éléments de recouvrement des cuspides vestibulaires et linguales isolées. L'obturation (strictement) cavitaire comble la perte de substance, mais ne protège pas le reste de la dent.

Toute obturation métallique coulée, destinée à une lésion MOD doit assurer au moins une protection analogue à celle d'un onlay.

Les forces occlusales s'appliquant sur un inlay MOD provoquent des contraintes qui ont tendance à écarter les cuspides, alors que les mêmes efforts sur un onlay MOD sont répartis sur une surface plus étendue et présentent moins de risques. Dans ces circonstances, les inlays MOD ne sont pas un bon choix thérapeutique.

E. Cavités de classe V

Les inlays métalliques sont particulièrement indiqués pour les dents (même les plus postérieures) présentant des lésions importantes vestibulaires et/ou cervicales. La rétention de l'obturation peut être majorée par des tenons dentinaires mésial et distal. Les puits dentinaires sont alors placés dans les angles de la cavité, le plus éloigné l'un de l'autre pour éviter tout risque d'atteinte pulpaire (19).

Les limites proximales doivent être le plus éloignées possibles dans les angles proximo-vestibulaires de la couronne. Les parois sont légèrement divergentes, assurant un angle cavo-superficiel proche de 90° pour éviter la présence de prismes d'émail non soutenus (70).

La périphérie de la cavité est chanfreinée à 45° sur une largeur de 0,5 mm.

F. Cavités de classe III et IV

L'incrustation métallique coulée n'apparaît pas être une solution satisfaisante en raison de la visibilité du métal.

G. Les cavités pour les onlays

Les onlays sont indiqués lorsqu'une ou plusieurs cuspides sont altérées ou lorsque les parois cavitaires ne sont plus suffisamment résistantes pour assurer sans risque la rétention d'un inlay simple.

La méthodologie stricte décrite pour les inlays reste en grande partie applicable aux onlays. Seuls les actes de réduction occlusale, de préparation des chanfreins et des contre-biseaux nécessitent des axes de travail différents de l'axe d'insertion de l'inlay.

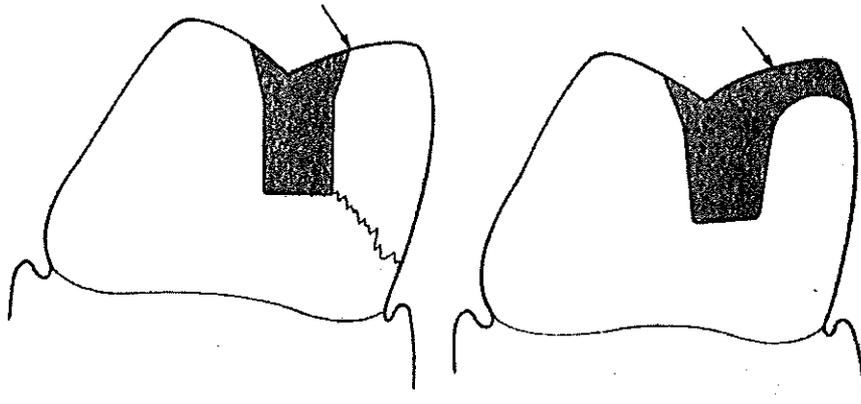


Illustration n°12 : Cavité de classe I avec recouvrement.
(Lorsque une atteinte carieuse affaiblit une paroi, il est nécessaire de recouvrir la cuspide correspondante) (12).

a Le recouvrement

(38) (39) (49) (70)

Les cavités pour onlay supposent donc des zones de réduction occlusale entraînant des recouvrements de surface. Les réductions occlusales, qui caractérisent les préparations pour onlay, sont préparées selon les principes suivants :

- le recouvrement cuspidien homothétique présente de meilleures qualités de rétention et de stabilisation que le recouvrement plan. D'autre part, son relief lui confère une rigidité qui autorise une moindre épaisseur de métal et donc une réduction de surface minimale (38).
- facettes de réduction concaves : la réduction des cuspidés, en forme de cupules, permet de conserver une hauteur maximale des murs et augmente donc la surface d'appui. Les réductions concaves ainsi réalisées vers l'axe de la dent répartissent les forces en les divisant et réalisent un blocage de l'onlay dans toutes les directions (70).

Le recouvrement permet de ne pas faire supporter les efforts par les bords de la préparation. Il peut être réalisé de deux façons : soit par coiffage des bords soit par recouvrement complet.

⇒ *Le coiffage des bords ou « shoeing »*

Selon INGRAHAM et coll (38), il consiste en un recouvrement partiel de la cuspide avec simplement un léger biseau sur la crête.

Celui-ci doit répondre à la règle suivante : les bords de la cavité doivent toujours présenter un angle obtus pour obtenir une plus grande résistance. Il sera à angle droit par rapport au grand axe de la dent, voire avec un angle plus réduit.

Dans le cas où cette cuspside aurait été sérieusement affaiblie, le biseau devra être établi dans une direction inverse, afin d'associer fortement les éléments structuraux de la dent.

Ce type de finition est réservé aux seules cuspsides guides. Se pose alors un problème d'esthétique pour les prémolaires maxillaires. Trois alternatives peuvent être proposées :

- soit on ne biseaute pas la préparation et le métal vient alors s'adapter « bord à bord » sur la dent, tout en veillant à obtenir une épaisseur de métal suffisante (0,5 mm) qui va, lors des mouvements travaillants, protéger les bords par sa rigidité. Le moindre fléchissement du métal pouvant alors entraîner une fracture.

- soit le biseau est arrêté sur la face vestibulo-mésiale de la cuspside car les faces mésio-internes de ces dents sont peu fonctionnelles.

- soit on peut arrondir le métal vestibulaire afin d'éviter une réflexion directe de la lumière vers l'observateur.

⇒ Le recouvrement complet ou « capping »

Il se rattache à l'extension de la préparation suffisante du côté vestibulaire ou lingual pour que le bord n'ait pas à supporter directement les efforts.

Cette ligne de finition nécessite la réduction un peu plus importante des cuspsides palatines et vestibulaires inférieures, afin d'obtenir une épaisseur minimum d'un millimètre de métal. Elle doit s'achever avec un congé ou un épaulement nettement biseauté (38).

L'épaisseur du recouvrement sera toujours supérieure à 1 mm.

Ce recouvrement se terminera toujours par un biseau pour assurer l'étanchéité terminale de l'obturation par une jonction inlay-émail.

N.B : La sollicitation des dents vis à vis des forces de mastication impose (12) :

- *au maxillaire supérieur :*

- un recouvrement complet des cuspsides palatines des prémolaires et molaires.

- un coiffage des bords des cuspsides vestibulaires moins sollicitées.

Il s'agit d'un recouvrement partiel de la cuspside avec un léger biseau externe de la crête.

- *au maxillaire inférieur :*

- le procédé est inverse en raison de l'intercuspidation. Du fait que les cuspsides d'appui sont vestibulaires, les besoins esthétiques ne sont pas les mêmes qu'au maxillaire.

b Le mur de recouvrement

(58)

Il s'agit de renforcer la cuspide palatine d'occlusion ou la cuspide guide linguale , au profit d'un délabrement moindre de la cuspide vestibulaire plus visible. Classiquement, la limite cervicale de l'épaulement se situe à mi-hauteur entre le plancher cervical des cavités principales et la paroi pulpaire de l'isthme.

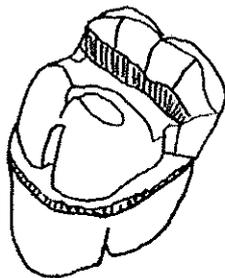
Au-dessus de ce mur, un chanfrein est réalisé afin de conserver une épaisseur métallique constante. Dans le cas d'une cuspide très large, ce chanfrein peut comporter une double angulation afin de réduire le délabrement tout en respectant la réduction homothétique de la préparation.

c Biseaux

Il est à noter que tous les biseaux doivent être raccordés entre eux, et que le biseautage du mur de recouvrement, les biseaux proximaux et le contre-biseau vestibulaire ne représentent qu'un seul et même biseautage continu et périphérique.

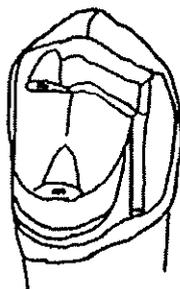
d Exemples d'onlay

➤ **Onlay de MAC BOYLE.....Illustration n° 13 (49)**



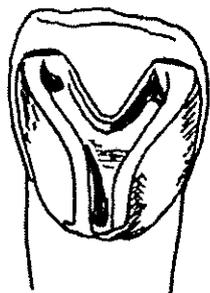
Il s'agit d'un onlay moyen d'ancrage de bridge mais qui peut être utilisé pour des reconstitutions unitaires. Il a la particularité de laisser intacte au moins une pointe cuspidienne. Ce type d'onlay permet l'intégration de la reconstruction prothétique dans un contexte occlusal existant, sans le modifier (49).

➤ **Onlay de KABNICK.....Illustration n° 14 (39)**



Il est classiquement décrit comme moyen d'ancrage de bridge mais il peut être également utilisé pour des reconstitutions unitaires. Ce type de préparation permet une mutilation minimale de la dent et la préservation cosmétique de la face vestibulaire (39).

➤ **Onlay de LAKERMANCE.....Illustration n°15 (42)**



On peut également avoir des inlays de LAKERMANCE. Ils ont été conçus pour des attelles conjointes de contention. Mais ils peuvent être utilisés dans des petits bridges de trois éléments (remplacement de l'incisive latérale de préférence).
Ils ont une forme de Y (42).

B. Les inlays/onlays moyens d'ancrage de bridges

Bien que les principes de préparation soient similaires à ceux des inlays/onlays unitaires, la géométrie en est souvent différente. L'exigence dans la conception et la réalisation de ces préparations sont plus grandes, en raison d'un axe commun d'insertion.

Les inlays/onlays constituent d'excellents moyens d'ancrage de bridges (MAB), à condition que la préparation ait été conçue dans ce but. Les préparations sont influencées par les mêmes facteurs mécaniques et cliniques que ceux qui régissent les inlays unitaires (35) .

1. les facteurs mécaniques

(35) (45)

Ils sont les mêmes que pour les inlays ou les onlays d'obturation, à savoir :

- rétention et stabilisation
- résistance structurale
- axe d'insertion
- dépouille des parois

Toutefois, les contraintes développées au niveau de ces onlays sont considérablement augmentées par le bras de levier que constitue la travée de bridge. Il importe d'en tenir compte dans la conception des formes de contour. Ainsi, la hauteur de la préparation et le nombre des oppositions de parois seront plus importants. Les éléments de stabilisation seront rigoureusement établis, voire multipliés.

Il faut remarquer que la préparation des inlays/onlays moyens d'ancrage de bridges se conçoit par « paire », puisqu'il y a deux piliers. Or, l'axe d'insertion sur les deux piliers est commun. Il doit donc être parfaitement repéré et respecté par tous les éléments constitutifs de chacune des préparations. L'augmentation de la dépouille facilite l'insertion mais au détriment de la rétention.

2 Les facteurs cliniques

(35) (45)

Ils sont les mêmes que pour les inlays ou les onlays d'obturation. Cependant, les facteurs mécaniques étant beaucoup plus exigeants, il sera plus difficile de les rendre compatibles avec les facteurs cliniques.

La préparation atteint rapidement la limite de combinaison de ces deux types de facteurs et par conséquent, entre dans le domaine des contre-indications (35).

A titre d'exemple, il est impossible de réaliser une préparation pour moyen d'ancrage de bridge efficace sur une dent qui ne soit pas :

- quasiment intacte, mais peut être discutable car les pertes de substances peuvent servir de rétention annexe.
- en orthoposition relative sur l'arcade.
- avec un volume pulpaire diminué.
- avec un indice de HUCHE faible : il correspond à la différence en mm entre le plus grand diamètre mésio-distal de la dent et le diamètre mésio-distal au niveau cervical de la préparation. Lorsque la différence est grande ($>2,7$ mm), la préparation présente un risque pour la pulpe, et souvent déborde dans les régions visibles proximo-vestibulaires (45).

3. Exemple : Onlay de Klaffenbach

(27)

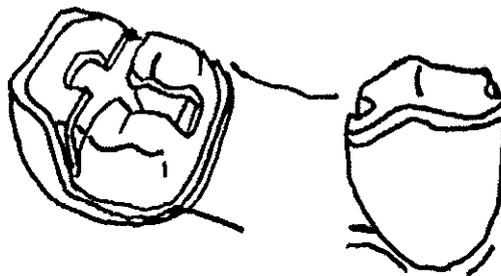


Illustration n°16 (27)

C'est un moyen d'ancrage postérieur qui permet de compenser la version mésiale d'une dent.

3. Indications et contre-indications des incrustations métalliques

(76) (35)

Les incrustations métalliques coulées sont les obturations de choix pour restaurer une dent pulpée, essentiellement dans les zones prémolaires et

molaires. Elles sont indiquées lorsqu'une partie importante de la couronne clinique doit être restaurée et que les parois vestibulaires et linguales sont suffisamment saines pour permettre une rétention intra-croinaire.

Les indications et contre-indications découlent donc en premier lieu des facteurs cliniques. On peut citer :

a la perte de substance

Il faut une masse dentinaire relativement importante pour satisfaire aux exigences mécaniques d'une préparation de restauration indirecte coulée. Une perte de substance trop importante laisse des parois coronaires fragiles, peu exploitables, et met en danger la pulpe. En situation trop vestibulaire, elle interfère avec l'esthétique.

b Les facteurs anatomiques

•L'indice clinique de HUCHE

•Selon la dent

- la couronne des dents antérieures n'a pas un volume suffisant pour loger une préparation d'inlay d'obturation. C'est le domaine des composites.

•Selon la malposition

- *rotation* : si la rotation est modérée, la préparation permet à l'inlay de rétablir un point de contact souvent défaillant, mais si elle est accentuée, la préparation devient trop mutilante et l'inlay inesthétique.

- *égression* : la préparation est trop souvent mutilante et risquée pour la pulpe.

- *version* : dans ce cas, l'axe d'insertion doit être rigoureusement choisi, et le risque pulpaire bien évalué.

En fait, les préparations sur les dents en malposition sont peu satisfaisantes, souvent aux limites de la contre-indication.

L'orthodontie reste alors la thérapeutique de choix.

•Selon le volume et la proximité pulpaire

On respectera la distance dite de sécurité de 1 mm minimum entre la pulpe et la préparation, ceci d'autant plus que l'image radiologique n'est qu'une indication de la réalité pulpaire.

La contre-indication majeure reste leur manque de considération esthétique. L'inévitable visibilité de l'or est inacceptable pour la plupart des patients de nos jours.

➤ Moyens de rétention complémentaires

C'est à ce stade que le praticien juge de la nécessité d'adjoindre des aménagements secondaires pour renforcer la stabilité, la rétention ou la résistance de la reconstitution.

➤ Finition de la cavité

La finition a pour but de réaliser au niveau des parois et du fond de la cavité une surface aussi parfaite que possible pour la réalisation d'une bonne empreinte. Mais elle a également pour but d'aménager les bords de la cavité afin d'assurer à l'obturation une étanchéité marginale maximale.

- Finitions des parois et du fond

On utilise à petite vitesse une fraise à inlay que l'on passe uniformément sur les parois afin d'éliminer toute irrégularité de surface et tout élément de contre-dépouille éventuel.

- Le biseautage

Le biseau est réalisé à l'aide d'une fraise diamantée, flamme courte et grain fin, montée sur contre-angle à vitesse moyenne. C'est un biseau adamantin total, continu et régulier, dont l'angulation avec l'axe d'insertion est d'environ 15° afin de permettre le futur brunissage de l'obturation.

4.4.2. Préparation type pour inlays de classe II

(58)

Seules les étapes qui diffèrent des inlays de classe I seront développées

➤ Choix de l'axe d'insertion

➤ Ebauche de la cavité

- Ebauche de la cavité proximale

L'attaque de l'émail se fait dans la fossette marginale, du côté de la carie. Le premier geste est une pénétration axiale de l'émail en direction cervicale. Le plancher dentinaire doit être au-dessous du point de contact. Ce puits est alors élargi en direction vestibulaire et palatine.

- Ebauche de la cavité occlusale

➤ Passage du point de contact

Le passage du point de contact est réalisé avec une fraise diamantée conique très fine. La fraise commence par la face vestibulaire et se dirige en direction palatine. Elle doit rester parallèle à l'axe de la préparation. Le praticien doit veiller avec une grande attention à ne pas toucher la dent adjacente.

➤ Précision de la cavité et de la forme de contour

Le plancher cervical, les parois, vestibulaire et palatine, doivent se trouver en tissu sain. Lorsque le plancher se trouve au-dessous de la papille marginale, une éviction gingivale, peut être envisagée avant de commencer la préparation cavitaire.

➤ Finition de la cavité

- Finition des parois verticales, du fond et du plancher cervical.

- Préparation du biseau proximal

Il s'agit de préparer un biseau amélo-dentinaire ayant une forme de cuvette dont l'angulation (inscrite par l'extrémité de la fraise) est de 60° par rapport au plancher cervical.

Afin que toutes les zones de ce biseau soient de dépouille, il est important de déplacer rigoureusement la fraise parallèlement à l'axe d'insertion de l'inlay.

La préparation doit amener les limites, vestibulaire et palatine, légèrement au-delà de la zone d'extension préventive minimale.

- Préparation du biseau occlusal

Un soin particulier doit être apporté au raccordement des biseaux, occlusal et proximal, de façon à ne réaliser qu'un biseau continu, périphérique à la préparation. Au niveau de ce raccordement, qui surplombe la cavité proximale, le biseau occlusal s'évase, accentuant son inclinaison de façon à venir protéger les angles occlusaux, vestibulaire et lingual, de la cavité principale.

4.4.3. Préparation type pour un onlay

(58)

Seules les étapes qui diffèrent des inlays seront développées.

➤ Passage du point de contact

Le premier geste opératoire est la séparation des points de contacts mésial et distal. Il semble que cette technique permette un meilleur accès aux cavités proximales.

➤ Ebauche de la cavité

- Cavités proximales et isthmes

Il s'agit de pénétrer l'émail de manière axiale en direction cervicale dans une des fossettes marginales jusqu'à ce que l'extrémité de la fraise soit au-dessous du point de contact.

Le puits ainsi réalisé est élargi en direction vestibulaire et palatine. La cavité secondaire (isthme) et l'autre boîte proximale sont tracées et réunies.

- Mur de recouvrement

Il est réalisé d'un geste précis et continu, en gardant à l'esprit l'axe de travail qui est toujours parallèle à l'axe d'insertion.

- Facettes de réduction occlusale

A ce stade, il s'agit d'une réduction amélaire grossière des facettes occlusales réalisée avec une fraise présentée parallèlement aux surfaces cuspidienne.

➤ Précision de la cavité et de la forme de contour

Il s'agit de donner à l'architecture cavitaire sa forme définitive.

- Précision des boîtes proximales et de l'isthme

- Précision du mur de recouvrement

Le mur de recouvrement est revu jusqu'à ce que les surfaces soient bien lisses et les angles bien nets.

➤ Précision des facettes de réductions concaves

Ce temps opératoire aboutit à la forme définitive des facettes de réduction, homothétiques et concaves.

➤ Préparation des biseaux, chanfreins et contre-biseaux

Il s'agit d'obtenir :

- Des biseaux concaves, mésial et distal en tout point semblables à ceux décrits pour les inlays.
- Un biseautage de l'épaule de la base du mur de recouvrement.
- Un biseau réalisé aux dépens de l'angle formé par le sommet du mur de recouvrement et les facettes de réduction de la cuspide palatine.
- Un contre-biseau vestibulaire du bord libre de la cuspide vestibulaire va finir la limite de la préparation en reliant les deux biseaux proximaux.

4.5. La protection pulpaire

4.6. Empreinte

4.7. La restauration provisoire

Ces trois étapes sont décrites dans le chapitre 1

⇒⇒⇒**Deuxième séance**

4.8. Anesthésie

4.9. Dépose de la restauration provisoire

4.10. Essayage et ajustage

(12) (13) (58)

Cette étape a pour but de s'assurer de l'adaptation parfaite de la pièce prothétique dans sa cavité et de sa bonne intégration dans l'ensemble stomatognathique.

➤ Contrôle du point de contact

Le point de contact doit être suffisamment serré pour éviter tout tassement alimentaire.

➤ Contrôle de l'enfoncement

Grâce à une pression exercée par les dents antagonistes sur un Médart, l'inlay ou onlay doit venir se caler d'emblée à fond.
(à réaliser avec précaution pour éviter toute fracture de la dent).

➤ Contrôle de l'occlusion

Avant le scellement, les rapports occlusaux sont vérifiés à l'aide d'une feuille de contrôle d'occlusion fine. A ce stade, toute suroccclusion, ou contact prématuré, doit être éliminé.

4.11. Ajustage du joint dento-prothétique

(12) (58)

C'est un temps opératoire dont la technique délicate est spécifique des incrustations métalliques coulées ce qui leur confère une grande fiabilité.

Le brunissage s'effectue à partir de l'excès de métal laissé délibérément à la périphérie de la pièce coulée. Avant le scellement, le brunissage doit conduire à une continuité parfaite de la pièce métallique avec les surfaces amélaire.

Le brunissage est : - mécanique dans les zones accessibles.

- manuel dans les zones difficiles d'accès.

➤ Le brunissage mécanique

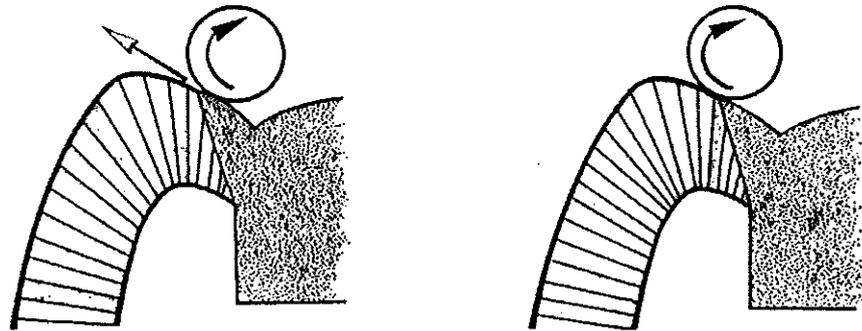
- Au niveau occlusal

Le brunissage est réalisé à l'aide d'une pointe montée blanche en pierre d'Arkansas. La rotation doit amener la meulette à pousser le métal vers le bord amélaire. C'est un brunissage centrifuge et latéral, exécuté perpendiculairement à la limite dento-prothétique. Cette étape a pour but d'étirer les plans superficiels de l'alliage d'or vers les limites dentaires afin de provoquer une fermeture du hiatus dent-obturation (12).

- Au niveau proximal

Que ce soit au niveau vestibulaire ou palatin, le brunissage est effectué à l'aide de disques abrasifs souples, animés d'un mouvement de rotation dont le sens est toujours du métal vers la dent .(58)

Illustration n°17 : brunissage occlusal (58)



➤ Le brunissage manuel : le rétreint (58)

C'est l'écrouissage manuel des parties inaccessibles au brunissage mécanique de l'inlay ou onlay.

L'enfoncement de l'inlay dans sa cavité, augmenté par l'épaisseur du ciment va provoquer un effet de coin. Le scellement se traduit donc par des contraintes, tendant à écarter le métal au niveau de l'extrémité du biseau proximal où toute intervention est impossible.

4.12. Mise en place de la digue

4.13. Le scellement

➤ Le traitement de la pièce prothétique

L'inlay ou onlay est nettoyé et dégraissé par immersion dans un décapant, puis soigneusement séché à l'air.

➤ L'écouvillonnage cavitaire

La cavité doit être parfaitement nettoyée (à l'eau oxygénée H_2O_2 par exemple), puis séchée. Le champ opératoire est mis en place : rouleaux de coton salivaires et assèchement à l'air.

➤ Le scellement proprement dit

(5)

Quel que soit le ciment utilisé, il doit être déposé dans l'intrados de la pièce prothétique. Puis l'inlay est présenté dans sa cavité et enfoncé grâce à la pression des dents antagonistes, par l'intermédiaire d'un Médart. Ce dernier est maintenu en place pendant toute la cristallisation du ciment (5 minutes).

Le scellement peut être réalisé soit :

- par un scellement conventionnel de type ciment au phosphate de zinc (par exemple : Crown and Bridge®, de Trey)

-ou par un scellement « adhésif » constitué par les ciments verres ionomères conventionnels ou modifiés.

Le choix du ciment est déterminé par des critères cliniques comme la situation de la limite cervicale qui constitue un paramètre prioritaire. Face à des limites intrasulculaires strictes, seules les réactions de prise des ciments au phosphate de zinc et des CVIH peuvent supporter la présence du fluide gingival. Les CVIC doivent être alors contre-indiqués.

Dans les situations cliniques qui requièrent une amélioration de la rétention, il est conseillé d'utiliser :

- pour des limites intrasulculaires, des CVIH avec un pré-traitement par l'acide polyacrylique des surfaces dentaires et de l'intrados de l'inlay.
- pour des limites supragingivales ou juxtagingivales, des CVIC ou CVIH .

N.B : les inlays/onlays métalliques peuvent également être collés.

L'apparition des résines de collage, véritablement adhésives (comportant des groupes chimiquement actifs comme le 4-META et le MDP) permet une véritable adhésion au métal.

Les mécanismes d'adhésion ne sont pas les mêmes suivant le type d'alliage.

➤ Le brunissage manuel

(58)

Pendant le scellement, au cours de l'enfoncement de l'inlay, l'élimination du ciment au niveau des joints peut induire des contraintes qui peuvent soulever les bords très fins de la restauration, obtenus préalablement par le brunissage mécanique. Il faut donc effectuer un rapide brunissage manuel de l'inlay in situ. Réalisé longitudinalement par rapport à la ligne de finition, il permet d'obtenir un écrasement périphérique du métal sur l'émail.

Au niveau proximal, il peut être réalisé avec l'extrémité bien émoussée d'une spatule à bouche.

Au niveau occlusal, le brunissage est réalisé en suivant la ligne de contour de l'inlay, à l'aide d'un brunissoir rond ou ogival.

4.14. Finitions et polissage

➤ Elimination du ciment résiduel

(12)

Les excès de ciment de scellement durci sont éliminés à la sonde et au fil de soie pour les espaces interdentaires.

➤ Polissage final

(58)

La finition se termine par un lustrage de l'inlay. L'utilisation de cupules de caoutchouc chargées de ponce et d'eau puis de brosettes rondes ou concaves chargées de pâte à polir, permettent d'obtenir une brillance de l'inlay.

III. LES INLAYS COMPOSITES

1.1 Introduction

Il faut rappeler que les restaurations collées ont été utilisées dès les années 80. En effet, les premières résines de laboratoire comme le Dentacolor (Kulzer), le SR Isosit N (Ivoclar), le Visiogem (Espe) ont permis, sous l'impulsion des docteurs Touati et Mômman, de définir les principes généraux des préparations et du collage des inlays onlays composites.

Malheureusement, tous ces matériaux polymères de première génération ont montré rapidement leurs limites, particulièrement dans le domaine des inlays onlays, avec des fractures, une usure et une ouverture trop rapide des joints marginaux, une abrasion souvent importante et surtout une coloration quelquefois très rapide.

Les autres défauts majeurs de ces matériaux étaient un manque de rigidité qui leur conférait un potentiel de déformation inacceptable cliniquement et qui expliquait en grande partie l'ouverture des joints. Ces composites ont donc été abandonnés au profit des inlays onlays céramiques.

Les composites de laboratoire de nouvelle génération suscitent le vif intérêt des cliniciens et des techniciens de laboratoire en raison des améliorations apportées qui permettent d'obtenir des restaurations de qualité.

Il est important de rappeler les caractéristiques d'un matériau idéal pour des restaurations par méthode semi-directe ou indirecte. Ce dernier doit remplir certaines conditions essentielles : (23)

- manipulation facile (préparation et mise en place) ;
- résistance surtout en flexion et à la fracture ;
- résistance à l'usure ;
- état de surface hautement poli et très lisse ;
- esthétique (couleur, translucidité/opacité, opalescence, fluorescence) ;
- système cohérent et prix de revient raisonnable des restaurations ;
- possibilité de réparation ;
- longévité suffisante de la restauration (au moins 10 ans).

1.1. Evolution des techniques et des matériaux

(55)

Qu'est-ce qui a réellement changé dans les composites de deuxième génération ?

1.1.1. La structure et la composition du composite

(55)

La quasi totalité des systèmes actuels relève d'une structure microhybride comprenant environ 70% en volume de charges (essentiellement de verre) pour 30% de phase matricielle organique. Cette proportion est l'inverse de celle des composites de première génération.

Cette forte incorporation de charges permet d'augmenter entre autres la dureté, la rigidité et la résistance à la flexion du composite. Par ailleurs, ces composites à particules plus fines présentent de bonnes caractéristiques de surface (polissage et résistance à l'abrasion) et de bonnes propriétés physico-chimiques. Cependant, seuls les produits contenant une charge résineuse incluant des particules inférieures au micromètre peuvent prétendre à un brillant clinique satisfaisant et être considérés comme de vrais composites à mini-particules.

1.1.2. Le mode de polymérisation : la post-polymérisation

(55) (78) (20)

La polymérisation correspond au durcissement de la matrice de résine par conversion des monomères en polymères assurant ainsi la fixation des charges.

La photopolymérisation seule ne permet jamais quel que soit le temps ou la puissance de la lampe, d'obtenir la conversion totale des monomères en polymères.

Les principaux modes de polymérisation du composite sont :

➤ *L'eau portée à ébullition*

Elle a été abandonnée du fait de l'importance de la contraction de prise et de la couche inhibée par l'oxygène de l'air en surface.

➤ *La lumière*

C'est le procédé le plus répandu, mais il ne procure qu'un taux de conversion de 60 à 65%.

➤ *La lumière et la chaleur*

Délivrées par un four (spécifique à chaque système) qui permet en général une température de l'ordre de 100°C. Le taux de conversion est alors amélioré.

➤ *La lumière, la chaleur et le vide*

Le vide permet d'éviter la formation de la couche inhibée par l'oxygène et améliore l'état de surface du matériau.

➤ *La lumière, la chaleur, le vide et la pression d'azote pendant 10 à 20 minutes.*

Le taux de conversion obtenu est maximum et produit un matériau extrêmement dense en surface et exempt de porosité. Cela améliore à la fois ses propriétés mécaniques et esthétiques.

Apport de la post-polymérisation

L'objectif est d'améliorer les propriétés mécaniques et physico-chimiques des reconstitutions, en particulier la résistance à l'abrasion. Cette technique permettrait d'atteindre un degré de conversion voisin de 100%.

En effet, à partir d'un certain stade de polymérisation, le réseau est formé et les monomères n'arrivent plus à se rencontrer : l'action de chauffer augmente l'agitation moléculaire et permet la création de nouvelles liaisons. Pour permettre cette organisation moléculaire, il faut dépasser la température de transition vitreuse qui est très précise selon les fabricants et selon la qualité de la résine (57).

Certaines marques utilisent une enceinte sous pression de gaz rare ou sous vide empêchant l'oxygène d'inhiber la polymérisation de surface.

Cette phase finale de cuisson a pour but :

- d'optimiser le taux de polymérisation de la résine, assurant la stabilité dimensionnelle car la polymérisation des résines photopolymérisables continue spontanément après leur activation.
- d'améliorer les propriétés mécaniques du composite, en particulier la résistance à l'abrasion.
- d'augmenter son intégrité marginale et son aspect de surface.

Toutefois, ces améliorations ne se font pas sans certains inconvénients.

En effet, si le taux élevé de conversion entraîne une nette amélioration des performances mécaniques du composite, elle réduit le potentiel de copolymérisation avec le polymère de collage, en raison de la diminution très nette des doubles liaisons résiduelles. En effet, seul un petit nombre de sites reste libre pour l'adhésion chimique. Le collage sur les surfaces post-polymérisées oblige à pratiquer des rétentions micromécaniques supplémentaires. La conséquence clinique est la présence de lacunes marginales, préjudiciables à l'étanchéité et à la pérennité de la restauration. De plus, la post-polymérisation entraîne un aspect de surface plus terne.

Les composites de laboratoire de 2^{ème} génération font appel à la post-polymérisation dans des enceintes spéciales. Selon les marques, plusieurs procédés sont utilisés qui seront décrits dans le chapitre : les différents composites de laboratoire.

1.1.3. L'incorporation de fibres

Le renforcement des composites de seconde génération par l'inclusion de verre ou de polyéthylène permet d'augmenter considérablement les propriétés mécaniques du matériau.

1.2. Présentation des principaux composites de laboratoire

1. TARGIS VECRIS® (Ivoclar)
2. COLOMBUS® (Cendre et métaux)
3. CONQUEST- SCULPTURE® (Symphyse)
4. BELLE GLASS HP® (Kerr)
5. ARTGLASS® (Heraeus Kulzer)

1.2.1 TARGIS VECRIS® (Ivoclar)

(55) (14) (91)

Le Targis® est un composite employé comme matériau cosmétique. Il peut être employé seul ou renforcé par du métal ou des fibres. Dans le concept Targis-Vectris, le Targis représente le renfort statique alors que le Vectris constitue le renfort dynamique qui permet de résister aux forces de traction et de cisaillement.

➤ Composition et structure

Le Targis®, est un matériau composite constitué de polymères comportant des charges minérales appelées Ceromer (CERamic Optimized polyMER)

Les charges minérales sont essentiellement du verre de baryum, de taille variable de 40 nanomètres à 1 µm. Ces charges sont silanisées et liées entre elles par une matrice bis-Gma qui confie au matériau ses qualités visco-élastiques et assure la dispersion des contraintes.

Le Vectris® est composé de :

- Bis-GMA
- Diméthacrylate de Décandioll
- Diméthacrylate d'Uréthane
- Charges de verre de Baryum 46%
- Oxyde de mélange silanisé 18%
- Dioxyde de Silicium 11%

Le rapport charges/matrice en volume: - charges = 68%

- matrice = 32%

Il est à noter que le terme de ceromer ne correspond à aucune classification reconnue dans le domaine des biomatériaux, mais qu'il représente une appellation commerciale.

Le système Vectris® se compose de trois tissus de verres pré-enrobés :

Les fibres sont pré-imprégnées de matrice polymère dans des conditions industrielles pour garantir une parfaite cohésion. Ces filaments sont ensuite torsadés et liés les uns aux autres afin de constituer *des torons* (256 filaments). Les fils obtenus sont tissés sous différentes *préformes* (3) ayant des indications précises.

- *Le Vectris single®* est composé de 8 couches de tissus superposées dont les fibres se croisent à 90°. Il est destiné à la réalisation d'armature unitaire.
- *Le Vectris pontic®*: il permet grâce à l'orientation unidirectionnelle et longitudinale de ces fibres et à leur densité (13 000 fibres/mm²) d'obtenir des poutres très résistantes indispensables à la construction des bridges sans armature métallique.
- *Le Vectris frame®*: est toujours utilisé en complément du Vectris Pontic ; ses fibres sont orientées de façon à absorber les forces de torsion et de contraction au niveau de l'élément intermédiaire. Ainsi, il répartit la pression masticatoire sur l'ensemble du bridge. Il est destiné essentiellement à la construction des armatures des piliers de bridge.

➤ Propriétés

L'analyse des propriétés mécaniques explique le bon comportement du matériau Targis®. Le module d'élasticité de 12 000 MPa et la résistance à la flexion de 160 MPa lui permettent de bien résister aux déformations et aux fractures. La résistance à l'abrasion est de 10 µm/an.

L'association Targis-Vectris® permet une augmentation importante des propriétés mécaniques, et notamment du module d'élasticité, qui passe de 12 000 MPa avec le TARGIS® à 16 000 MPa avec le VECTRIS®.

➤ Modes de polymérisation

Le Targis Quick® permet de fixer les différentes masses de composite par des polymérisations courtes de 10 secondes. A la fin du montage, la restauration est placée dans le Targis Power®. Ce four de cuisson assure la photo et la thermopolymérisation finale à 95° C, pendant 25 minutes. La thermopolymérisation confère au matériau Targis® des propriétés mécaniques améliorées de 30% et une qualité de surface diminuant la rétention de plaque. Cela entraîne également une diminution du pourcentage d'absorption hydrique.

➤ Liaison au métal

Le fabricant recommande l'aménagement de rétentions mécaniques pour des alliages contenant plus de 90% d'or. Ces rétentions sont complétées par un traitement spécifique avec le Targis Link® que l'on utilise sur tous les autres alliages.

Le Targis Link® est un ester d'acide phosphorique avec une fonction méthacrylate. L'acide phosphorique permet la liaison avec le métal en formant une couche de passivation et la fonction méthacrylate réagit avec les monomères du Targis® de base.

➤ Renfort par les fibres : Vectris®

Le concept Targis-Vectris® propose un produit stratifié au sein d'une même matrice organique, dans laquelle sont incorporés des renforts différents qui donnent une fonction à chaque couche :

- la couche externe riche en particule (TARGIS®) assure la géométrie spatiale, l'esthétique et la résistance à l'abrasion.
- La couche interne (VECTRIS®) qui est une coque de support, fibrée et bloque les éventuelles fissures et disperse les contraintes grâce aux fibres.

➤ Indications

Le grand choix de teintes du matériau Targis®, la possibilité de renfort par le métal et par les fibres Vectris® justifient l'indication de ce matériau pour de nombreuses indications cliniques :

Avec le Targis®, on réalise des :

- inlays, onlays
- jackets antérieures
- facettes

Le matériau Targis® renforcé par le métal permet la fabrication de :

- couronnes et bridges compo-métalliques
- prothèse sur implants

Le matériau Targis-Vectris® est indiqué pour des :

- couronnes unitaires
- bridges de contention
- bridges remplaçant une dent manquante

1.2.2. COLOMBUS® (Cendres et Métaux)

(55) (30) (91)

Ce composite est le premier composite de laboratoire de seconde génération.

➤ Composition

C'est le seul composite photopolymérisable qui ne contient pas de silice.

➤ Propriétés mécaniques

Le module d'élasticité et la résistance à la flexion du Colombus® permettent d'envisager l'utilisation de ce matériau pour des zones de fortes contraintes.

Ce produit présente par ailleurs une bonne résistance à la compression et une très faible rétraction de polymérisation (0,12%). Le degré d'abrasion est très proche de celui de l'émail, avec une usure inférieure à 8 µm. Enfin, la stabilité de l'état de surface (dont le glaçage) obtenue par polissage mécanique, donne une grande stabilité de la teinte.

Les caractéristiques physico-chimiques font du Colombus® un matériau biocompatible dont les propriétés élastiques permettent une utilisation en implantologie où il joue le rôle d'un véritable amortisseur de contraintes.

➤ Modes de polymérisation

La photopolymérisation pendant 90 secondes du Colombus® se fait dans un générateur à lampe Xénon (320 à 520 nm) qui permet de réaliser également une thermopolymérisation (180 secondes).

Il existe deux enceintes à polymériser dans le système Colombus® :

- *Colombus L1* ®: possédant 4 lampes Xénon ; évite de retourner les éléments placés dans l'enceinte à polymériser.
- *Colombus L2* ®: n'ayant que deux lampes ; oblige à retourner les éléments.

➤ Liaison au métal

Pour la réalisation de bridges de plus de trois éléments, le Colombus® doit être utilisé sur des armatures métalliques. Les armatures sont construites selon les règles de la prothèse métallo-céramique. Le sablage est réalisé en fonction du type de métal :

- alumine à 50 µm et 4 bars de pression avec les alliages précieux.
- alumine à 50 µm et 6 bars de pression avec les alliages semi-précieux.
- alumine à 250 µm et 4 à 6 bars de pression pour les autres métaux.

➤ Indications

- inlays, onlays
- facettes
- couronnes et bridges définitifs
 - si le nombre d'éléments < 3 → sans armature métallique
 - si le nombre d'éléments > 3 → armature métallique

1.2.3. CONQUEST-SCULPTURE® (Symphyse)

(55) (34) (91)

➤ composition

Conquest Sculpture® est un matériau composite associant des charges de céramique vitreuse (un borosilicate de baryum) dans une résine à base de polycarbonate diméthacrylate.

- 32% polycarbonates diméthacrylates (PCDMA) ou oligocarbonate diméthacrylate
- 68% charges de Bore, Silice, verre de Baryum (1/3 de charge < 0,04 µm).
- Rapport charges/ matrice en volume :
 - 68% charges
 - 32% résine

➤ Propriétés mécaniques

La résistance à la flexion est de 144 MPa.

Le module de flexibilité est de l'ordre de 13600 MPa (proche de celui de la dentine).

La résistance à l'abrasion est remarquable car légèrement inférieure à celle de l'émail, mais bien supérieure à celle des composites réalisés en bouche.

La vitesse d'usure par abrasion est de 0,9 µm par an ce qui le place en tête des composites de laboratoire.

➤ La polymérisation

Elle est double, d'une part

→ Pendant les phases de modelage sur l'établi, une photopolymérisation est obtenue par 2 ampoules halogènes de 150 Watts.

→ D'autre part, une post polymérisation achève la conversion des monomères et la thermocristallisation.

La thermocristallisation consiste à appliquer un vernis appelé *glaze* sur la surface du composite avant son passage dans le four. Cela améliore l'état de surface du composite et donne l'effet d'un glaçage. La polymérisation se fait à chaud, sous vide, pendant 10 minutes.

Récemment la société Jeneric Pentron a mis au point une cloche en verre, *le pressure bow®*, qui assure une cuisson sous enceinte d'azote à 3 kg de pression. Cela permet de compacter les couches de composites et de les polymériser sous pression : le taux de polymérisation est alors augmenté et l'état de surface plus dense.

➤ Les indications

- Ce matériau est utilisable sans armature métallique pour des inlays, onlays, facettes et inlays-core. Renforcé par des fibres de verre imprégnées, il permet de réaliser des armatures de bridges d'une portée maximale de 15 mm.
- Le Conquest Sculpture® est également utilisé sur des armatures métalliques.

➤ Les fibres

Le Conquest Sculpture® est proposé avec un système de renforcement par fibres de verre pré-imprégnées : le Fibrekor®. Elles ont pour fonction d'augmenter de façon significative certaines propriétés mécaniques du composite. En effet, avec ce système de fibres la résistance à la flexion passe à 938 MPa, la résistance à la traction à 1050 MPa et le module d'élasticité à 35 000 MPa.

C'est une fibre de verre pré-enrobée industriellement avec de la résine. Cette gaine de résine donne à la fibre une consistance gel qui facilite la manipulation et améliore la mouillabilité de la fibre avec la résine du Conquest Sculpture®.

La polymérisation transforme la bande fibreuse souple en un matériau rigide très résistant.

Le diamètre des fibres est de 6 à 10 micromètres et celles-ci existent en bandes de 3 et 6 mm. Des fibres plus rigides sont disponibles pour les travées de bridges (fibres R) et disponibles en plusieurs teintes.

1.2.4. BELLE GLASS HP® (Kerr)

(55) (23) (26) (91)

Issu de plus de quinze années de recherche, il est commercialisé depuis 1996. La principale caractéristique de ce matériau réside dans une totale différenciation entre le matériau interne appelé *dentin* et le matériau de surface appelé *enamel* qui se distinguent par leur composition chimique.

➤ Composition :

Le composite Belle Glass® se compose :

- de deux dentines d'opacités différentes : les *opaciously dentins* et les *translucent dentins* que l'on trouve dans les teintes Vita. Ces dentines photopolymérisables se composent de charges de verre de baryum dans une proportion de 78,7% en poids ou de 65% en volume et d'une matrice résine BIS-GMA classique.

- de cinq *enamels* de différentes translucidités. Les *enamels* sont thermodurcissables et se composent de charges de silicate de verre dans des proportions de 74% en poids ou de 63% en volume et d'une matrice de résine constituée d'un mélange de diuréthane méthacrylate saturé en hydrocarbure type TEGDMA et de diméthacrylate aliphatique.

- d'opacités, de colorants, de cervicaux.

La restauration « biomimétique » en Belle-Glass® essaie d'imiter l'émail et la dentine d'une dent naturelle. Le matériau dentine donne la résistance mécanique et la résilience au composite. Le matériau « émail » confère l'état de surface et l'esthétique de la restauration.

➤ Les propriétés

- Module de flexibilité (résistance à la déformation) : 131 000 MPa

- Résistance à la flexion (résistance à la fracture) : 142 MPa

- Résistance à l'abrasion : 1,2 µm par an. C'est le taux de conversion (98,5%) élevé qui favorise la stabilité des charges dans la matrice et permet donc une meilleure résistance à l'usure. Il en résulte une conservation de l'esthétique, de la morphologie et donc une stabilité occlusale.

- La micro-dureté du matériau est parfaitement compatible avec la préservation des dents antagonistes puisque ce composite est 10 à 35 fois moins abrasif qu'une céramique.

➤ Modes de polymérisation

Les deux matériaux du Belle-Glass® présentent un mode de polymérisation double : photopolymérisation et polymérisation à la chaleur, sous pression d'azote.

La photopolymérisation avec la lampe Tecklite® permet d'éviter l'affaissement des dentines et des teintes émail pendant le travail de stratification réalisé par le prothésiste. La lampe Tecklite présente une longueur d'onde de 400/500 nanomètres, d'une puissance de 80 Watts et d'un guide lumineux de 13 mm.

La restauration est ensuite post polymérisée à température élevée (140°) dans une enceinte sans oxygène et sous pression d'un gaz inerte (azote) entre 4 et 5 bars pendant 10 ou 20 minutes. Cette post-polymérisation améliore toutes les propriétés du matériau Belle-Glass® : résistance à l'usure, résistance à la déformation, l'esthétique et l'état de surface.

La polymérisation spécifique du Belle-Glass® produit une surface extrêmement dense, sans porosité, et donne ainsi au matériau une bonne translucidité améliorant le rendu esthétique.

➤ Renforcement par des fibres : le Connect®

Ce sont des fibres spéciales de polyéthylène traitées au plasma et pré-imprégnées de résine pour en faciliter la manipulation. Lorsqu'elles sont incorporées au noyau de Belle-Glass®, la résistance finale est largement augmentée par rapport au matériau non renforcé (résistance en flexion=335 MPa ; résistance à la fracture=12,9 MPa).

➤ Les indications

- Inlays/onlays par méthode semi-directe
- Inlays/onlays/overlays et facettes par méthode indirecte
- bridges sur préparations à minima
- couronnes et bridges

1.2.5. ARTGLASS® (Heraeus Kulzer)

(55) (91)

➤ Composition

On trouve une matrice à base d'esters méthacrylate fonctionnels (30% en poids) ,des charges de silice et de verre au silicate aluminium baryum silanisé dans une proportion de 72% en volume (58% en poids).

La taille moyenne des particules est d'environ 1 µm. On trouve également des photoexcitateurs.

Le rapport charges/matrice en volume : - charges 58% .
- matrice 42% .

➤ Propriétés

Ce matériau présente des caractéristiques mécaniques importantes :

- une dureté Vickers de 950 N/mn²
- une résistance à la flexion de 110 MPa
- un module d'élasticité de 10 000 MPa
- une résistance à l'abrasion de 10 µm/an (abrasion physiologique équivalente à celle l'émail).

➤ Mode de polymérisation

La polymérisation s'effectue dans un four spécial, le Uni XS®, équipé d'une source de lumière de très grande puissance (tube stroboscopique 1 200 Watts, flash 20 000 volts). Le cycle de cuisson que l'on ne peut interrompre, dure 90 secondes à environ 100°. Le four permet également d'effectuer une post-polymérisation de 180 secondes qui améliore les performances mécaniques du matériau.

➤ Indications

Le Artglass® est destiné aux restaurations esthétiques avec ou sans armature métallique.

N.B : aucun système de renforcement par fibres n'est encore proposé.

Illustration n° 18 :Tableau réunissant l'ensemble des propriétés mécaniques des principaux systèmes commerciaux (44).

Nom du Système / Propriétés Mécaniques	Art glass Kulzer	Belle Glass Kerr	Colombus C&M	Conquest Symphyse	Targis Ivoclar
Résistance à la flexion (MPa)	110	142	155	144	160
Résistance à compression (MPa)	400	413 442	350	447	420 450
Module d'élasticité (MPa)	10 000	13 100	8 500	13 000	12 000
Dureté Vickers (MPa)	400	770	610	775	775
Abrasion $\mu\text{m}/\text{an}$	10	1,2	8	0,9	10
Rétraction	0,9%	2%	0,12%	0,34%	NC
Volume des charges	58%	67%	64%	68%	68%
Nature des charges	- Silice et verre au silicate - Aluminium - Baryum silanisé	- <u>Email</u> = mélange de diméthacrylate aliphatique et de diméthacrylate d'uretane Charges : verre de pyrex	- Verre de baryum silanisé 74,2% - Acide silicique pyrogène 2,4%	Borosilicate de baryum	- Verre de baryum silanisé 46% - Oxydes silanisés 18% - Dioxydes de silicium 11%
Matrice	Esthers methacryliques fonctionnels	- <u>Dentine</u> = Bis GMA +Charges de verre de baryum	Bis GMA+ UDMA+ Alloxy diméthacrylate	Polycarbonate Diméthacrylate PCDMA	Bis GMA+ UDMA+ Diméthacrylate de décandioll

N.B : Module d'élasticité.....Dentine : 12 000 à 20 000 MPa
.....Email : 60 000 MPa

Dureté Vickers.....Dentine : 600/700 MPa
.....Email : 2 000 à 4 500 MPa

1.3. Propriétés des composites de laboratoire

(79) (18) (20) (50)

1.3.1. Physiques

Une usure trop rapide a toujours été un reproche fait aux composites utilisés dans le secteur postérieur mais les composites de laboratoire de deuxième génération ne présentent pas cet inconvénient. Cette amélioration est due à :

- Leur composition microhybride, plus résistante
- Un taux de conversion plus élevé

Leur résistance à l'abrasion est aujourd'hui comparable à celle de l'amalgame.

La rigidité se trouve aussi augmentée ; ces résines transmettent beaucoup plus les contraintes occlusales à l'interface collée. Ainsi, comme pour les céramiques, le pouvoir tampon de la colle prend alors toute son importance pour dissiper ces forces.

1.3.2. Esthétiques

(50)

Les résines ont fait d'énormes progrès dans ce domaine. Tout comme pour les céramiques, il est possible de réaliser des maquillages en profondeur et en surface, avec des détails très fins et plus durables dans le temps grâce à un glaçage résistant aux colorants exogènes.

L'état de surface joue un rôle important dans l'aspect esthétique à long terme. Ainsi, la qualité de surface des composites microchargés est supérieure à celle des hybrides à particules fines (ex : Targis®), aux dépens de leur résistance et de leur stabilité chromatique.

La fluorescence est une composante importante qui peut être reproduite dans les restaurations en composite avec plus ou moins de succès.

L'opalescence est la capacité à réfléchir la lumière bleue et à transmettre l'orangé. Lorsqu'elles sont suffisamment translucides, les masses de composite moderne peuvent rendre des effets pseudo opalescents, essentiels au rendu des bords incisifs.

La translucidité et l'opacité des teintes dentines de certains composites reproduisent celle des dents naturelles. Mais, pour les teintes dites « émail », l'opacité reste encore trop prononcée.

1.3.3. Biologiques

• Toxicité (16)

Les inlays en composite ont un taux de conversion maximal et ne relarguent théoriquement plus de monomère, ce qui limite considérablement la toxicité des composites. Cependant, cette technique de

restauration reste tributaire des problèmes de cytotoxicité du monomère du composite de collage et de la résine adhésive, incomplètement polymérisés. La post polymérisation permet donc d'obtenir une meilleure biocompatibilité.

- Etanchéité (16)

En supprimant presque totalement le problème de la contraction de polymérisation, par les techniques indirectes au laboratoire, on améliore l'adaptation marginale, donc l'étanchéité.

De plus, la bonne résistance à l'abrasion et le traitement de l'intrados de la restauration (sablage, mordançage et silanisation) contribue à l'étanchéité du joint de collage.

2. Indications et contre-indications spécifiques

(20) (21) (23) (31)

2.1. Généralités

Il existe trois groupes de techniques adhésives pour le traitement des dents postérieures : les techniques directes, semi-directes et indirectes dont le choix dépendra de la configuration de la ou des préparations.

Hormis les paramètres généraux, le choix entre les diverses techniques est dicté principalement par des paramètres loco-régionaux :

- la taille et le nombre de restaurations à effectuer sur le quadrant
- la position des limites cervicales par rapport à la jonction émail-cément
- la situation de la dent sur l'arcade
- l'anatomie de la dent
- La résistance biomécanique de la dent

2.2. Indications

2.2.1. Les paramètres généraux

Les restaurations postérieures réalisées avec les composites de première génération n'étaient réalisées que chez des patients présentant une excellente hygiène, une faible susceptibilité à la carie et des critères esthétiques très stricts. Aujourd'hui, les indications de restaurations adhésives ont été élargies à plus de patients en raison de l'amélioration des techniques d'hygiène buccale, des progrès en dentisterie adhésive et des exigences des patients (20).

2.2.2. Les paramètres loco-régionaux

- taille et nombre de restaurations

→ *Les techniques directes* sont indiquées pour les restaurations des cavités intracoronaires de petites et moyennes dimensions, en principe sans considération du nombre de dents à traiter. Pour compenser les effets de la contraction de polymérisation, des méthodes de stratification plus ou moins sophistiquées sont employées. Pour des cavités volumineuses, ces méthodes de stratification dites compensatoires, ne permettent pas un contrôle parfait des contraintes de polymérisation du composite. Le recours à des techniques semi-directes ou indirectes est alors préférable (20).

→ *Les méthodes semi-directes* sont indiquées lorsque :

- les dimensions de la cavité ne permettent plus l'application d'une technique directe, c'est à dire lorsque la largeur de la préparation est supérieure environ au 1/3 du diamètre vestibulo-lingual de la dent et lorsque la préparation s'étend au delà de la jonction, émail-cément.
- une ou deux dents sont à traiter dans le même quadrant ou la même arcade (21).

→ *Les méthodes indirectes* sont indiquées dans la réhabilitation d'arcades (ou de quadrants) face à des restaurations en série ou en présence de recouvrements occlusaux étendus (type onlays ou overlays). L'approche indirecte est plus appropriée afin d'obtenir un meilleur contrôle de l'anatomie occlusale et de la fonction. En effet, le contrôle de l'occlusion et de l'esthétique obtenu par le laboratoire de prothèse est plus performant (73).

- La situation des bords

La présence d'émail en périphérie de la cavité garantit une adaptation et un collage satisfaisant. Mais il a été démontré que l'épaisseur et la quantité d'émail résiduel au niveau du bord cervical, comme la forme de la préparation à ce niveau, peuvent influencer significativement la qualité de la restauration.

Il a été prouvé que pour les obturations par méthode directe, une épaisseur minimale d'émail de 1 mm, avec chanfrein, est nécessaire. Alors qu'une épaisseur de 0,5 mm d'émail suffit pour les techniques semi-directes et indirectes afin d'assurer une adaptation et une étanchéité satisfaisante et ceci quel que soit le type de finition (20).

Lorsque l'épaisseur d'émail résiduel est inférieure à 0,5 mm ou absente, seule l'utilisation des agents de collage dentinaires de dernière génération semblent capables d'améliorer la qualité des bords des restaurations semi-directes ou indirectes.

- La situation de la dent sur l'arcade

Ce paramètre doit être considéré d'abord pour des raisons esthétiques mais aussi pour évaluer les contraintes mécaniques que la dent aura à supporter. Plus la dent est proche du secteur antérieur, moins les contraintes fonctionnelles et l'usure subies par la dent restaurée sont importantes. Le cas particulier des prémolaires doit cependant être évoqué : de nombreuses études ont mis en évidence leur fragilité due au rapport entre une anatomie réduite (vis à vis des molaires), et leur situation sur l'arcade.

En revanche, la position de la dent à restaurer détermine le degré de difficulté clinique. C'est pourquoi certaines techniques directes et semi-directes peuvent être contre-indiquées dans les secteurs peu accessibles.

- Résistance biomécanique de la dent

Les différents tissus histologiques dentaires constituent un complexe architectural qui contribue à distribuer les forces de la couronne vers la racine pour qu'elles se dispersent, via le desmodonte, dans les tissus parodontaux et les maxillaires. Tout manque de substance modifie la résistance de l'édifice dentinaire.

De nombreux travaux prouvent que les techniques adhésives peuvent renforcer la dent préparée. Une étude menée par LOPEZ et coll. citée par Noack (59) a montré qu'aucune différence significative n'a pu être mise en évidence entre la résistance d'une dent saine et celles sur lesquelles des cavités MOD ont été restaurées par le biais d'inlays en composite.

Selon MAGNE, l'objectif mécanique de tout traitement adhésif ne doit pas être une restauration excessivement résistante mais plutôt intégrée par sa biomécanique, c'est à dire permettant une distribution homogène et une relaxation permanente des contraintes.

- Les facteurs anatomiques de la dent

Certains critères doivent être pris en compte au cours du traitement : l'angle cuspidien, l'épaisseur de l'émail, la proximité des cornes pulpaires, la forme et la dimension des cuspides et les concavités au niveau cervical peuvent fortement influencer la solidité de la dent reconstruite.

Par conséquent, les prémolaires maxillaires et les molaires mandibulaires, tout comme les dents avec un angle cuspidien très marqué, sont considérées à risque.

2.3. Contre-indications

Face à de volumineux amalgames (et malgré la persistance d'une mince substance coronaire), il est souvent impossible de faire une approche adhésive en raison de l'étendue et la profondeur des anciennes restaurations.

La présence d'un large diastème entre les dents à restaurer, augmente dangereusement le risque de surplomb et la fracture du matériau composite. La présence de limites cervicales légèrement sous-gingivales représente également une contre-indication en raison d'une quantité d'émail insuffisante.

3. Les techniques de préparations

(20) (21) (31) (44) (54)

Lors de la préparation d'une dent pour une restauration adhésive, le respect et la conservation maximale des tissus sains doivent être considérés comme des règles d'or. Sur les dents postérieures, cela implique que certaines structures comme les crêtes marginales, les ponts d'émail et les surfaces occlusales saines soient préservées, même si l'émail n'est pas partout soutenu par de la dentine.

Une géométrie finale de dépouille est bien sûr requise dans le cas des techniques adhésives scellées, mais seulement au niveau des limites cavitaires (émail essentiellement).

On ne cherche pas initialement à supprimer les surplombs internes, lesquels seront comblés ultérieurement par un ciment au verre ionomère ou un ciment composite résineux.

3.1. Les principes généraux pour inlays-onlays

➤ La cavité ne présente ni slice, ni bord chanfreiné, et le bord cervical de la cavité proximale est plat comme un épaulement dans l'émail.

➤ La préparation ne présente pas de biseau.

➤ La limite en quart de rond permet d'obtenir simultanément une forme favorable à l'adhésion et une meilleure transition esthétique entre la restauration et l'émail. Pour DIETSCHI et SPREAFICO (20), le risque de fracture des bords de surfaces occlusales est plus grand qu'avec les épaulements car un congé élargit la surface occlusale et peut en déplacer

les limites sur des zones supportant plus de contraintes. Par conséquent, il semble préférable de limiter le congé aux bords vestibulaires.

- Tous les angles internes de la préparation doivent être arrondis.
- Les limites cervicales sont juxta ou para-gingivales. Les limites doivent être nettes et précises dans l'émail, même au niveau cervical où une épaisseur de 0,5 mm d'émail suffit à la qualité du collage.
- Forme et géométrie des cavités
 - La divergence des parois doit être minime. Il est admis qu'une divergence de 10 degrés ou plus (selon la méthode de restauration) permet à l'opérateur la fabrication d'inlays assurant un confort de manipulation et de procédure de collage. En réalité, une divergence plus accentuée (au moins 15 ou 18 degrés) s'avère nécessaire pour permettre de retirer les inlays en composite par méthode semi-directe de leur cavité.
 - Les limites de la restauration ne doivent pas coïncider avec des points d'impacts occlusaux. Une profondeur de composite d'au moins 1 mm dans les zones non soumises aux contraintes et 1,5 mm dans les régions concernées par l'occlusion.
 - Une épaisseur et une largeur minimale sont nécessaires dans l'isthme occlusal. La largeur de l'isthme doit être comprise entre la moitié et le 1/3 de la largeur vestibulo-linguale. Par ailleurs, la profondeur des cavités recommandée pour les inlays composites ne doit pas dépasser 3 à 4 mm au niveau de l'isthme occlusal. Elle doit néanmoins être supérieure à 2 mm, afin d'éviter toute fracture de la restauration. Selon Watts et coll, l'augmentation de la largeur de la cavité semble avoir moins d'influence que la profondeur sur la résistance à la fracture de la dent au moins pour une valeur inférieure ou égale à la moitié de la largeur vestibulo-linguale (87).
 - Une épaisseur de matériau d'environ 1,2 à 1,5 mm est nécessaire au recouvrement d'une cuspide d'appui.
- Même avec les techniques adhésives, les parois restantes doivent avoir une épaisseur minimale. Le surplomb de matériau de restauration nécessaire à l'obtention de contacts proximaux satisfaisants est de première importance. Au-delà d'une limite, des surplombs trop marqués représentent un grand risque de fracture.

3.2. Les principes généraux pour les bridges inlays-onlays

Les principes sont les mêmes que pour les inlays-onlays à la différence que pour des restaurations composites, les dimensions cavitaires doivent tenir compte de la place prise par les réseaux de fibres de verre constituant l'armature, ainsi que les épaisseurs de composite sus-jacents. La largeur de l'isthme doit être comprise entre 2,5 et 3 mm et un espace de 2 à 2,5 mm est nécessaire entre le plancher pulpaire et le fond du sillon (79).

3.3. Les différentes préparations

3.3.1. Les techniques semi-directes

(20) (22)

Le principe d'une technique semi-directe est de réaliser au fauteuil une restauration en composite soit en utilisant un modèle fabriqué extemporanément (*méthode extra-orale*) soit en opérant sur la dent elle-même (*méthode intra-orale*).

➤ Technique intra-orale

(20) (22)

L'inlay est réalisé en plaçant un ou deux apports de composite dans la cavité isolée et coffrée. Après polymérisation, l'inlay est retiré. Il est à préciser que la cavité ne doit présenter aucune contre dépouille. Une règle essentielle est à respecter pour les préparations pour inlays intrabuccaux : l'utilisation de fraises diamantées à grains fins pour finir la préparation. En effet, les microrétentions créées par les diamants gros grains peuvent suffire à bloquer la restauration dans la cavité. L'isolation des surfaces cavitaires est une étape importante du protocole. Des gels spéciaux, mis au point pour cela, sont fournis avec les coffrets de composites pour inlays intrabuccaux. Après le retrait de la restauration, toutes les retouches, telles que réglages des contacts proximaux et occlusaux et caractérisation de la morphologie, peuvent être réalisées.

➤ Technique extra-orale

(22)

Les modèles sont faits en principe avec des silicones par addition : un premier composant fluide qui permet la réalisation des éléments dentaires et un composant de plus haute viscosité pour la confection du socle. Ces modèles sont réalisés à partir d'une empreinte réalisée en alginate (ou d'un silicone par condensation ou par addition). Lorsque l'empreinte a été réalisée avec un matériau silicone par addition, il est impératif d'appliquer un isolant avant la préparation du modèle.

L'élaboration de l'inlay est réalisée en deux ou trois couches, comprenant le fond de la cavité, les parois et crêtes proximales, ainsi que la surface occlusale.

Comparés aux restaurations intrabuccales, les inlays par méthode extra-buccale présentent généralement un meilleur résultat esthétique grâce à une stratification plus fine et une morphologie plus précise. Cependant les surfaces occlusales sont réalisées sans référence antagoniste, entraînant des réglages occlusaux inévitables. Pour remédier à ces ajustages fastidieux, DIETSCHI (20) conseille d'enregistrer toutes les références anatomiques disponibles (surfaces d'abrasion, zones d'engrènement, niveau des crêtes voisines, ...) afin d'anticiper le volume et l'anatomie de la restauration.

3.3.2. Les techniques indirectes

(23)

Elles nécessitent au moins deux séances cliniques, la protection des préparations par des éléments provisoires et l'élaboration des restaurations dans un laboratoire de prothèse.

Après l'élaboration de l'inlay, quelles que soient les techniques utilisées, on réalise les étapes suivantes :

- L'essayage en bouche de la restauration
- La post-polymérisation
- Le scellement adhésif
- Les finitions et polissage

4. Les protocoles cliniques spécifiques

4.1. La prise de teinte

(50)

La prise de teinte doit se faire en début de séance, avant toute anesthésie. Les dents du patient sont observées à 80 cm pour essayer de les intégrer dans un groupe de teinte (A, B, C, D). Une fois le groupe déterminé, on choisit la saturation. On effectue ensuite une sélection plus fine en déterminant la couleur de l'émail, sa translucidité et son épaisseur. C'est en effet, surtout pour les inlays/onlays, l'analyse de la couche d'émail qui déterminera l'intégration esthétique.

Des précautions sont à prendre lors de cette étape :

- Le rouge à lèvres doit être éliminé pour éviter les dominantes de couleurs.
- Les dents doivent être nettoyées et leur surface débarrassée de tout pigment et dépôt.

- La prise de teinte doit être effectuée avant la mise en place de la digue, afin d'éviter la déshydratation de la dent et une modification de la teinte (aspect blanchâtre).
- La dent doit rester humide pendant la séance de prise de couleur.

4.2. Le collage des restaurations composites

4.2.1. Principes de l'adhésion

a/ définition

(7)

L'adhésion résulte de l'ensemble des interactions qui contribuent à unir deux surfaces entre elles. Plus précisément, elle regroupe les phénomènes d'ancrage mécanique de l'adhésif dans les pores et les rugosités du substrat ainsi que les liaisons chimiques intermoléculaires que l'adhésif et l'adhérent sont susceptibles d'échanger.

La première condition à l'adhésion consiste dans le fait que les deux matériaux soient suffisamment proches et intimes. Ce contact intime dépend de la mouillabilité du substrat, de la viscosité de l'adhésif et de la morphologie ou rugosité du substrat.

L'étalement (ou le mouillage) de l'adhésif sur le substrat paraît donc primordial ; il est sous la dépendance de trois énergies :

- l'énergie de surface du substrat
- la tension de surface de la colle
- l'énergie interfaciale substrat-adhésif qui correspond aux liaisons qu'ils échangent.

Il apparaît que la condition du mouillage total nécessite que l'énergie superficielle du substrat soit supérieure à la tension superficielle de l'adhésif, d'où l'importance du nettoyage et de l'activation de la surface des préparations et des intrados des inlays.

Par ailleurs, un adhésif fluide mouillera plus rapidement une surface qu'un adhésif de haute viscosité, mais pas nécessairement mieux. En effet, la viscosité intervient uniquement sur la cinétique d'étalement.

Le mordantage des surfaces amélaire et dentinaires est un exemple type d'activation superficielle qui procure aux préparations une augmentation notable de leur énergie de surface.

De la même manière, il est important de nettoyer soigneusement les préparations avec un agent tensioactif (bain de bouche ou des surfactants par exemple).

b/ les différents types d'adhésion

(44)

Une colle est un matériau qui, appliqué à l'état fluide entre deux surfaces, contribue à les unir après un durcissement qui résulte soit d'une déshydratation soit d'une réaction chimique conduisant à une synthèse d'un état macromoléculaire (polymérisation ou polycondensation).

L'adhésion que nous recherchons est l'union d'une surface dentaire (émail et dentine) à un composite selon les phénomènes suivants :

- mécaniques d'engrènement,
- chimiques :
 - par liaisons ioniques covalentes,
 - par liaisons d'hydrogènes, dipôles ou forces de Van der Waals.

Cette adhésivité sous-entend que le matériau contienne des groupements chimiques réactifs capables de former des liaisons que l'on souhaiterait les plus fortes possibles (ioniques ou covalentes). En réalité, les sites de liaison d'une colle sont des groupements fortement polaires susceptibles d'induire des ponts d'hydrogènes entre leurs fonctions hydroxyles, carboxyles, amines ou isocyanates.

Par exemple :

Le Super bond contient un monomère capable de former des liaisons hydrogènes avec les surfaces polaires : l'anydride 4 métacryloxyethyltrimellitique (4 META).

C'est également le cas du monomère proposé comme agent de couplage dans *le Panavia EX* : le métacryloxydécaethyl-phénylphosphate (MDP).

Il n'en demeure pas moins que l'adhésion micromécanique (type velcro) est primordiale.

4.2.2. Adhésion au substrat dentaire

➤ Les différents tissus mis en présence

a/ L'émail

(33)

La structure de l'émail a été décrite dans le chapitre 1.

La qualité du collage dépend en grande partie de la nature de l'émail, de la forme et de l'orientation des prismes.

En 1955, les valeurs d'adhésion de la résine à l'émail étaient évaluées entre 15 et 20 MPa grâce au mordantage à l'acide phosphorique à 85% pendant 30 secondes

Cette technique est pratiquement inchangée, avec la seule différence qu'aujourd'hui on utilise des acides de concentration plus basse, entre 10 et

40%. L'acide agit sur une épaisseur d'émail comprise entre 5 et 50 μm , en dissolvant la zone interprismatique, ce qui permet de bien exposer les prismes. Il en résulte une surface irrégulière et anfractueuse qui dispose d'une haute énergie de surface (33).

Cette adhésion micromécanique est alors capable de l'opposer aux forces antagonistes de contraction de polymérisation de la résine.

L'ensemble des paramètres influençant la qualité du collage amélaire sont :

- nettoyage avec un abrasif (ponce)
- sélection d'un gel d'acide phosphorique de concentration comprise entre 20 et 40% selon les fabricants, pour des temps d'attaque compris entre 15 et 60 secondes. Il s'avère que la concentration idéale de l'acide est de 27%.
- Un temps de rinçage de 15 secondes est le minimum nécessaire pour débarrasser l'émail traité des produits de la réaction chimique.

b/ La dentine

(24)

La dentine se compose de deux substrats :

- la dentine pérítubulaire très minéralisée.
- la dentine intertubulaire peu minéralisée.

De plus les tubules dentinaires renferment le prolongement odontoblastique ainsi que du fluide d'où une humidité intrinsèque de la dentine. Le nombre des tubules varie (nombreux près de la pulpe, moins nombreux à la jonction amélo-dentinaire) physiologiquement et selon les pathologies (dentine réactionnelle, dentine sclérotique hyperminéralisée).

Il en résulte que le volume de fluide varie aussi à la surface des préparations si bien que l'adhésif ne peut être efficace que s'il est hydrophile.

A l'issue de la préparation mécanique de la cavité, la surface dentinaire est recouverte d'une épaisse couche polluée de 3 à 10 μm , composée de débris organiques et inorganiques : la boue dentinaire ou « smear layer ». Ce dépôt pénètre les canalicules et forme des bouchons appelés « smear plugs ». Cette surface dentinaire, recouverte de « smear layer » présente une très faible valeur d'énergie de surface (7).

➤ Les procédures d'adhésion aux tissus dentaires

Contrairement à l'émail sur lequel une bonne adhésion est facilement obtenue par la technique du mordantage acide, l'adhésion à la dentine résulte de phénomènes plus complexes. Actuellement, la formation d'une

couche hybride, obtenue par infiltration successive de résine hydrophile et hydrophobe dans la dentine déminéralisée, est la voie la plus sûre pour obtenir une adhésion de type micromécanique.

a/ les systèmes adhésifs

(24) (29) (33) (85)

La gestion de la smear layer semble faire l'objet d'un consensus et il est admis de l'éliminer par une attaque acide qui en même temps déminéralise la dentine sous-jacente intacte et expose la matrice de collagène. (85).

→ les systèmes à trois étapes

(24)

- *Les agents de mordantage* : la première étape consiste en l'élimination de la boue dentinaire par un traitement acide, suivi d'un rinçage et d'un séchage de la surface, pour éliminer l'eau en excès tout en évitant soigneusement la déshydratation. La procédure de mordantage total (=le mordantage de toute la cavité se fait en une seule étape) est préférable au mordantage sélectif de l'émail. Un agent à base d'acide phosphorique à 30-40% est recommandé pour mordancer suffisamment l'émail (pendant au moins 15 secondes). Des temps de mordantage plus élevés sont recommandés dans le cas de dentine sclérotique.

- *les promoteurs d'adhésion : les primer* : la deuxième étape consiste à appliquer ce que l'on appelle un « primaire ». Celui-ci contient des monomères amphiphiles dissous dans des solvants comme l'eau, l'acétone ou l'alcool. Ils infiltrent les fibres collagènes, y restent englués et créent un enchevêtrement moléculaire qui permet une meilleure pénétration de la résine hydrophobe dans la dentine hydrophile.

Cette couche interpénétrée est appelée zone hybride ou zone d'inter diffusion résine-dentine.

Il apparaît que les systèmes adhésifs contenant des primaires aqueux sont plus stables et moins sensibles à la technique de mise en œuvre que les systèmes de primaires à base d'acétone. Ces derniers ne doivent être appliqués que selon une technique de collage humide strict, dans laquelle la surface dentinaire est gardée suffisamment humide, mais pas mouillée, après le conditionnement acide. En utilisant des adhésifs aqueux, la surface dentinaire peut être doucement séchée jusqu'à ce que la surface dentinaire brillante devienne terne et que l'émail adjacent devienne blanc crayeux.

- *La résine de liaison : le bonding* : la dernière étape consiste à appliquer une résine adhésive ou agent de liaison après infiltration du primaire. L'agent adhésif, habituellement une résine non chargée contenant

principalement des monomères hydrophobes (Bis-GMA, TEDGMA ou UDMA) ou hydrophiles comme l'HEMA, est appliqué sur la dentine préparée avec le primaire.

La résine de liaison pénètre les tubuli et la dentine intertubulaire déminéralisée, en s'enchevêtrant aux fibres de collagène et en créant une surface dentinaire scellée uniformément qui sera prête à recevoir le composite de collage. La résine de liaison est photopolymérisée .

VAN MEERBEEK et coll (85) précisent que la résine adhésive doit être appliquée en couche suffisamment épaisse et polymérisée séparément avant l'application de la résine de collage. En effet, placée en épaisseur suffisante, la résine adhésive peut agir, en raison de sa grande élasticité, comme un amortisseur des contraintes mécaniques. Elle peut absorber, par allongement mécanique, les tensions dues à la contraction de polymérisation de la résine de l'obturation sus-jacente. Avec ce concept de collage élastique, les systèmes adhésifs constitués de résine à basse viscosité présentent des joints plus résistants mécaniquement et une meilleure étanchéité. Ce concept de joint élastique aide à garder l'intégrité du joint résine-dent en :

- Contrebalançant la réaction de contraction de polymérisation de la résine composite.
- Aidant à amortir les forces de mastication et les chocs thermiques

→ Les systèmes adhésifs simplifiés

(33)

Dans le but de réduire des aléas cliniques, certains fabricants, en collaboration avec les chercheurs , ont proposé de nouveaux systèmes adhésifs amérodentaires.

Certains, appelés *auto-mordançants* (« *self-etching primer systems* »), combinent en une seule étape le mordantage et l'application du primaire d'adhésion.

D'autres combinent, après le traitement traditionnel de mordantage à l'acide phosphorique, le primaire et l'agent de liaison adhésif dans une seule solution. Ils sont appelés « *monoflacon* », « *monocomposants* », à *étape unique* », « *en une étape* » (« *one-bottle systems* ») (*Single Component*).

• Les systèmes dits automordançants permettent d'éviter le rinçage de la solution de mordantage et le séchage de la surface. Cette technique plus simple à appliquer en clinique, présente un double avantage en prévenant :

- les risques d'un séchage excessif de la surface, éliminant par conséquent le danger de provoquer le collapsus des fibres de collagène.

- Le risque de laisser un excès d'eau et par conséquent d'encourir les effets d'une sur-humidification de la surface (overwet).

L'inconvénient de ces adhésifs réside dans le fait que la déminéralisation due à l'acidité intrinsèque de la solution est rapidement neutralisée par l'effet tampon des tissus durs. Au niveau de l'émail, le degré de mordantage est souvent insuffisant pour créer l'étanchéité marginale de la restauration. D'autre part, ces systèmes adhésifs sont aussi moins efficaces au niveau de la dentine sclérotique, par rapport à ceux qui prévoient une étape individualisée de mordantage à l'acide phosphorique.

- Les systèmes qui combinent le primaire et l'adhésif ont pu être mis au point par l'emploi de solutions, pour la plupart alcooliques. Le solvant alcoolique a pour fonction de déplacer le fluide dentinaire et les résidus d'eau présents sur la surface dentinaire déminéralisée et par conséquent, de favoriser un contact intime entre l'adhésif et la dentine. Après le mordantage à l'acide phosphorique, on applique directement la solution qui véhicule le composant résineux : cette application sur la dentine déminéralisée induit l'infiltration de la résine dans le treillis collagénique ; le solvant alcoolique s'évapore, en laissant *in situ* la résine et les fibres collagènes intriquées entre elles ; il en résulte la formation de la couche hybride et des brides résineuses à l'intérieur des tubuli.

- Les derniers systèmes mis sur le marché sont dits « tout en un » « all in one ».

Ils poussent à l'extrême le concept de simplification des procédures cliniques adhésives. Avec l'application d'une solution acide auto-adhésive, on cherche à mordancer l'émail et la dentine, à véhiculer la résine parmi les fibres collagène et les tubuli et par conséquent, là encore, à créer un mécanisme d'adhésion micro-mécanique. Si les résultats obtenus par ces systèmes simplifiés semblent prometteurs au niveau de la dentine saine, leurs limites résident dans l'insuffisance de mordantage de l'émail et de la dentine sclérotique.

VAN MEERBEEK et coll (85) précisent qu'un système adhésif conventionnel en trois étapes doit être préféré à un système mono flacon à deux étapes, et encore plus aux méthodes « tout en un », tant que ces derniers n'auront pas prouvé une efficacité, en clinique et au laboratoire, égale ou supérieure à celle de leurs précurseurs à 3 étapes. Ils notent qu'en cas d'utilisation de systèmes mono flacons, il faut appliquer des couches suffisantes de mélange primaire/résine afin d'assurer une saturation

effective du réseau fibrillaire de collagène et le déplacement simultané de l'humidité de surface résiduelle.

4.2.3. Adhésion aux inlays composites

La pérennité de la restauration scellée par adhésion dépend du respect et de la parfaite réalisation des étapes de collage. De plus, la réduction du taux de radicaux libres à la surface de l'intrados de l'inlay-onlay (consécutive à la postpolymérisation) conduit à une réduction du potentiel d'adhésion entre l'inlay et le polymère de collage. Pour cette raison, il est préférable de traiter l'intrados de l'inlay avant le scellement, non seulement pour créer des microrétentions, mais aussi pour assurer une base propre pour le collage chimique. Ces microrétentions sont réalisées par un sablage d'oxyde d'alumine à 50 µm au laboratoire ou avec une microsableuse au cabinet dentaire (65).

Dans une étude *in vitro* sur la résistance au cisaillement d'échantillons de composites de laboratoire différemment traités et collés, IMAMURA et coll (37) concluent qu'un traitement des surfaces par sablage à l'alumine à 50 µm seul ou combiné avec un dépôt de silane à température ambiante, améliore notablement la résistance du collage.

TIRLET (78) conseille comme choix de traitement de surface : un sablage à l'alumine 50 µm suivi d'un mordantage à l'acide fluorhydrique à 5% durant une minute et du dépôt d'un primaire d'adhésion du type silane et enfin l'application de l'adhésif suivie d'une photopolymérisation de 20 secondes.

4.2.4. Les composites de collage

Ils permettent de lier la couche hybride d'un coté à la face interne de l'inlay. Le ciment adhésif doit :

- Assurer le collage de la restauration en composite
- Permettre l'étanchéité au niveau des marges
- Posséder une bonne résistance à l'usure
- Avoir des procédures cliniques aisées et fiables.

➤ Choix du matériau

(20)

En dehors de leurs propriétés physico-chimiques intrinsèques, discutées dans le chapitre sur les matériaux, le choix d'une colle ne repose bien évidemment pas sur un seul élément, mais sur un ensemble de paramètres aussi divers que : son temps de travail, sa viscosité et donc sa facilité de mise en œuvre, ses caractéristiques esthétiques, etc....

- *Le temps de travail* doit être suffisant pour que la restauration soit parfaitement en place et que les excès de ciment soient totalement éliminés avant le début de la chémostyrie.

En fait, le temps de travail nécessaire peut varier énormément car il dépend du nombre de parois, de la forme de la préparation et de l'accessibilité aux bords. DIETCHI conseille, bien que cela soit théoriquement déconseillé, une variation du rapport pâte/catalyseur pour allonger le temps de travail.

- *La viscosité*, en relation avec l'écoulement et l'élimination des excès du matériau de collage, pose problème sur les faces proximales. L'emploi de composite de collage de haute viscosité combiné à l'utilisation de la technique des ultrasons peut faciliter la manipulation.

➤ Propriétés

(20)

A. Propriétés physiques

1. résistance mécanique

Le matériau doit pouvoir résister aux contraintes induites par la mastication.

La résistance à l'usure semble être un facteur extrêmement important pour les inlays composites qui présentent souvent une usure et une disparition de l'agent de collage au fil de temps, au niveau de la limite de la restauration. DIETSCHI (20) note que les composites de collage s'usent plus que les composites de restauration et que leur usure sur la face occlusale est proportionnelle à l'épaisseur du joint. Par conséquent, il semble important d'en réduire l'épaisseur, au moins sur la face occlusale.

Pour réduire également ce phénomène, il vaut mieux utiliser une résine hybride avec de petites particules de verre arrondies (barium ou strontium plutôt que du quartz) qui est plus résistante à l'abrasion. De plus, la résine hybride doit être optimisée ; le pourcentage maximal de charges doit approcher 70% en volume et non en poids. Cela diminue la quantité de matrice résineuse éventuellement dégradable au niveau de cet interface essentiel.

2. épaisseur du film

(72) (90)

Le matériau de collage doit pouvoir assurer un joint dent-restauration de faible épaisseur. L'épaisseur des joints doit être comparable à celle des joints scellés dont la limite de tolérance est estimée entre 35 et 100 μm .

Il est à noter cependant que les épaisseurs de joints collés, observées sur un grand nombre de coupes s'avèrent plus importantes (60 à 120 μm)
Compte tenu de la nature des matériaux de collage à notre disposition actuellement, il semble difficile de réduire la valeur de ces joints qui est tout juste compatible avec les impératifs de la prothèse de haute précision. Il faudrait donc utiliser des résines qui offrent une épaisseur de film minimale, tout en conservant des propriétés physiques adéquates (temps de travail suffisant, bonne résistance au cisaillement,.....).

3. stabilité dimensionnelle

(20)

Le retrait de polymérisation doit être le plus faible possible afin de limiter les contraintes internes ou interfaciales. Mais ce retrait de polymérisation du matériau de collage lors de sa prise est inévitable : il varie de 3 à 7% en volume selon la nature du matériau. Il est dû à l'évaporation d'un solvant, au refroidissement, à la formation de liaisons primaires plus denses. La contraction de polymérisation génère aux interfaces des contraintes qui sont loin d'être négligeables (6,1 à 7,3 MPa selon BOWEN). La conséquence de ce phénomène est l'apparition de fissures dont la propagation aboutit à la rupture du joint collé.

Ces phénomènes sont proportionnels au volume de composite utilisé.

Ils sera donc important d'obtenir une adéquation dent-restauration la plus intime possible.

4. Coefficient de dilatation thermique

(20)

Il doit être le plus proche que possible de celui de la dent ($11 \cdot 10^{-6} \cdot \text{m} \cdot ^\circ\text{C}$), et du matériau utilisé pour la confection de la restauration, afin de limiter les variations dimensionnelles sous l'effet des changements de température du milieu buccal, inhérents à nos habitudes alimentaires.

Le coefficient de dilatation thermique est inversement proportionnel à la quantité des charges. Malheureusement, il n'est pas possible d'augmenter indéfiniment la teneur en charges, ce qui aurait pour effet d'augmenter parallèlement la viscosité.

D'autre part, la nature des particules de charge a également une influence sur le coefficient. Dans certaines formules de composites, on a cherché à substituer le quartz ou la silice par des particules à expansion thermique inférieure, telles les particules de verre.

5. Opacité des matériaux

L'opacité du matériau de collage est une qualité qui lui permet de réaliser un effet de masque dans l'intrados prothétique, ce qui permet parfois de

modifier une teinte. La majorité des polymères de scellement sont actuellement radio-opaques, ce qui est cliniquement souhaitable pour déceler précocement toute récurrence carieuse.

6. Rapport temps de prise/ temps de travail

Le temps de travail doit être suffisamment long pour la mise en œuvre, tandis que le temps de prise doit être le plus court possible ; en effet, il est difficile de maintenir longtemps, avec une pression digitale constante, une pièce prothétique en bouche sans la déplacer.

B. Propriétés chimiques

(20)

1. Résistance à la biodégradabilité

Le matériau doit présenter une faible solubilité dans les fluides buccaux, ainsi qu'une faible absorption d'eau pour ne pas se dégrader chimiquement. Les résines chargées ont une solubilité dans l'eau relativement faible (0,01 à 0,06 mg/cm²) par rapport aux résines non chargées (0,2 mg/cm²) (20).

2. Biocompatibilité-toxicité

(31)

La biocompatibilité pulpaire des adhésifs et des résines composites est fonction de la nature et de la stabilité chimique après polymérisation, ainsi que de l'étanchéité des restaurations réalisées. Dans l'idéal, les matériaux ne devraient contenir aucun composant cytotoxique, et d'autre part leurs potentiels de dissolution, de diffusion et de dégradation devraient être négligeables, et leur adhérence aux tissus dentaires telle, qu'ils puissent s'opposer aux micro-infiltrations marginales. Par rapport aux matériaux plus anciens, la biocompatibilité pulpaire des adhésifs et composites dentaires actuels s'est nettement améliorée, en rapport avec la capacité élevée d'adhérence et d'étanchéité de ces matériaux.

C. Propriétés optiques

Le joint dento- prothétique requiert un matériau de collage permettant la transmission de la lumière, donc avec un faible indice de réfraction. Une gamme de teintes est proposée par la plupart des fabricants afin de parfaire le mimétisme.

4.3 .La prise d’empreinte

L’empreinte est une des étapes essentielles des restaurations prothétiques dans la mesure où elle permet la transcription des données cliniques, dimensionnelles et spatiales, du cabinet vers le laboratoire.

La qualité de l’empreinte ne peut être dissociée de la réflexion parodontale. Selon BUGUGNANI (36), les démarches nécessaires à l’obtention d’une situation favorable priment sur la technique et les matériaux d’empreinte utilisés.

Tous les matériaux à empreinte habituellement utilisés pour la prothèse fixée peuvent être utilisés pour les inlays composites.

4.3.1. Le choix de la technique d’empreinte

Les empreintes pour les techniques indirectes sont réalisées à l’aide d’une technique double mélange. On obtient grâce à cette technique une reproduction (modèle) quasi-exacte faiblement surdimensionnée par rapport au volume de départ. Ce phénomène est légèrement accentué par l’expansion du plâtre ; on est donc sûr que les restaurations s’insèrent en bouche (23).

L’utilisation de la wash-technique est à éviter, car la compression exercée par le silicone haute viscosité sur celui de faible viscosité engendre une empreinte sous dimensionnée (l’expansion du plâtre ne compense pas le phénomène).

Les empreintes peuvent être réalisées avec d’autres matériaux élastomères comme les polyéthers. Le traitement de ces empreintes peut être fait de manière extemporanée grâce à leur grande stabilité dimensionnelle dans le temps. Mais il faudra éviter la conservation des empreintes en milieu humide (36).

En raison des problèmes d’hypersensibilité dentinaire survenant dans les semaines qui suivent la pose de l’inlay, il est préférable de prendre l’empreinte après la réalisation de la couche hybride sur la dentine. En effet, la taille de la cavité provoque l’ouverture des tubuli et une contamination bactérienne possible. Pour éviter cette pollution, l’obstruction du fond de cavité, immédiatement après la préparation permet d’éviter des douleurs post-opératoires (50).

Les empreintes pour les techniques semi-directes par méthode extra-orale :

Le matériau d’empreinte doit comporter certaines caractéristiques : un temps de prise court et une grande rigidité. Il doit aussi permettre une séparation facile des modèles positifs unitaires.

La fabrication du modèle à l'aide de deux matériaux silicone à prise rapide (par addition) : un premier composant fluide, qui permet la reconstitution des éléments dentaires et un plus épais, pour la confection du socle (Blue Mousse® et Mach-2® de chez Parkell).

Si les silicones utilisés pour l'empreinte et le modèle sont de la même famille (par addition), un séparateur doit être appliqué sur leurs surfaces (22).

4.3.2. Enregistrement des zones peu accessibles

(36)

L'enregistrement des limites supra-gingivales ne pose aucun problème et permet même souvent la lecture aisée du profil d'émergence.

En revanche, le léger enfouissement des limites en sous-gingival nécessite que le matériau d'empreinte puisse pénétrer dans le sulcus. Il devient alors nécessaire d'utiliser une technique pour accéder aux limites de la préparation. Pour cela, il convient de maintenir un espace entre la limite de préparation et le fond du sulcus pendant l'empreinte. De nombreuses méthodes, mécanique, chimio-mécanique et chirurgicale ont été décrites. A l'heure actuelle, il est communément admis que c'est la déflexion gingivale qui présente le plus d'intérêt avec le moins de conséquences défavorables sur les tissus parodontaux, à l'aide de cordonnets rétracteurs, imprégnés ou non d'une solution astringente (sulfate d'aluminium potassium ou chlorure d'aluminium).

Vis-à-vis de l'empreinte, plus la limite est enfoncée dans le sulcus, plus il est difficile de placer des cordonnets rétracteurs et d'assécher correctement le site, et donc de faire pénétrer le matériau au-delà de la ligne de finition de la préparation. Il faut alors, soit augmenter la pression sur le matériau, soit choisir un matériau hydrophile pour favoriser la pénétration du matériau dans le fond du sulcus.

4.3.3 .Enregistrement des rapports intermaxillaires

(36) (70)

Dans les techniques indirectes, la prise d'empreinte se fera sur l'arcade complète pour permettre un réglage correct de l'occlusion. Une hémio-arcade avec prise d'empreinte maxillaire et mandibulaire en mordu provoque des déformations importantes préjudiciables à la qualité de la prothèse.

S'il n'existe pas de pathologie musculaire ou des ATM, l'enregistrement des rapports intermaxillaires est réalisé en intercuspidie maximum. Pour se faire, on utilise des cires, des pâtes eugénol/oxyde de zinc ou des composites.

Le montage des empreintes sur articulateur est nécessaire pour des reconstitutions multiples, de surcroît sur des quadrants différents.

4.4. Retouches et polissage

Les objectifs de cette étape sont :

- d'obtenir une parfaite continuité entre les tissus dentaires et la restauration aux niveaux des bords occlusaux et proximaux.
- d'aplanir les surfaces irrégulières ou d'assurer la sauvegarde de celles déjà terminées.
- d'éliminer tous les éventuels défauts marginaux.

Ces objectifs sont atteints par des méthodes non destructrices car ces dernières étapes se doivent de préserver la qualité de la restauration.

4.4.1. Polymérisation de la couche superficielle de composite

(5)

Dès 1945, BARNES a montré que l'oxygène altérait le durcissement des matériaux composite de restauration et de scellement. Cette couche non polymérisée (jusqu'à 100 μm) qui se dégrade plus rapidement, peut avoir des répercussions non négligeables sur l'adaptation marginale comme l'ont prouvé BERGMANN et coll cité par Noack (56). Ces derniers proposent de recouvrir la surface avec un gel de glycérine pendant la dernière exposition à la lumière.

Cette procédure est favorable à toutes les restaurations collées qu'elles soient directes ou non (Ex : type de gel : Air block® de Detrey- dentsply ou Deox® de Bisico) ; excepté pour le composite de collage contenant le copolymère chémpolymérisable 4 META.

L'utilisation d'un gel est donc recommandé ou alors de laisser du composite de collage en excès pour permettre au matériau se trouvant au niveau de la jonction dento-prothétique d'accomplir sa polymérisation à l'abri de l'oxygène.

4.4.2. Collage des bords et de la surface de la restauration

(20) (44)

Quelques défauts peuvent apparaître dans certaines zones critiques comme les bords dentinaires. De nombreux auteurs préconisent le scellement des bords d'une restauration avec une résine à faible viscosité.

Cependant, le comportement clinique à long terme est inconnu même s'il a été montré que l'infiltration des porosités et des micro-fissures de surface des composites par une résine fluide, réduisait son usure (44).

Protocole : on mordance le joint marginal pendant 15 secondes puis on rince abondamment et on met en place une résine de liaison faiblement chargée (par ex : Fortify plus® de Bisico) que l'on étale avant de photopolymériser 20 secondes.

4.4.3. Mise en forme et plastie de la restauration

(20)

L'adaptation optimale des restaurations scellées semi-directes et indirectes réduit les excès de composite et les défauts de surface.

L'accessibilité des limites du joint collé doit être prise en compte car elle détermine le type d'instruments les plus adaptés aux finitions.

→ Pour les faces plates accessibles, y compris les proximales : on utilisera des disques souples à gros grains.

→ Les bords cervicaux seront finis avec des strips abrasifs.

→ Les retouches des surfaces irrégulières (occlusales) seront réalisées avec des fraises diamantées à grains fins, bagues rouge puis jaune, ou en carbure de tungstène multilames.

4.4.4. Le polissage

(20)

Le but de cette étape est d'obtenir des bords de restauration lisses et d'éliminer les irrégularités de surface importantes.

Pour des surfaces plates et accessibles, WILSON et coll (89) préconisent l'emploi de disques souples.

Les surfaces occlusales sont polies avec des fraises tungstènes multilames ou diamantées et des pointes silicones.

Les bords cervicaux sont finis de manière traditionnelle avec des strips en plastique (grains d'alumine) ou en métal (particules de verre).

Le polissage final de la surface occlusale est réalisé avec des brosettes douces et des pâtes à polir les composites ou des brosettes dures contenant du carbure de silicium (par exemple : Occlubrusch® de Hawe Neos). L'obtention d'un brillantage parfait est inutile car l'aspect définitif de la restauration dépendra principalement, une fois les irrégularités grossières de la surface éliminées, de la structure du composite et des habitudes alimentaires et de l'hygiène du patient.

.5. Les étapes au fauteuil

Pour inlay par la technique semi-directe méthode intra-orale:

1. Prise de teinte
2. Anesthésie
3. Pose du champ opératoire
4. Préparation de la dent
 - Cette technique nécessite une dépouille plus marquée (> 15°) pour faciliter le retrait de la restauration de la cavité.
 - L'utilisation de fraises diamantées à grains fins pour finir la préparation est essentielle afin d'obtenir des parois lisses.
5. Comblement des surplombs et des contre-dépouilles
 - Par un ciment au verre ionomère classique, sans résine, afin d'éviter une adhésion indésirable entre la reconstitution interne et le composite de restauration.
6. Coffrage et isolation de la préparation
 - Pose d'une matrice et de coins transparents
 - Isolation des surfaces cavitaires, à l'aide d'un agent de séparation, soluble à l'eau (par exemple : Coltène Separator®, Coltène).
7. Mise en forme de la restauration
 - Insertion couche par couche de résine composite hybride.
 - La restauration est montée avec différents apports de composites dentine, émail et translucides.
 - Le dernier apport doit être sculpté avant la polymérisation.
8. Polymérisation
 - L'extrémité de la lampe à polymériser est appliquée sur les coins transparents
 - Chaque face est polymérisée 40 secondes.
9. Désinsertion de l'inlay
 - le retrait de la restauration est suivi d'une finition des marges et des ajustements fonctionnels si nécessaires.
10. Post-polymérisation de l'inlay
 - De nombreuses enceintes ou fours spéciaux sont disponibles pour le cabinet (par exemple : Four Di 500®, Coltène). L'inlay est porté à 100 degrés pendant 15 minutes.
 - Un four traditionnel peut convenir ; l'inlay est alors porté à 130 degrés pendant 7 minutes.

11. Réalisation de la couche hybride au niveau de la dentine :
 - mordantage
 - rinçage
 - application de l'adhésif (5^{ème} génération de préférence)
 - photopolymérisation
12. Préparation de l'intrados de l'inlay sablé.
 - nettoyage, dégraissage, mordantage, rinçage
 - puis, *1^{er} exemple* :
 - * Silanisation
 - * Application de l'adhésif dans l'intrados de l'inlay
 - *2^{ème} exemple*
 - * Application directe de l'adhésif dans l'intrados de l'inlay
 - Mettre à l'abri de la lumière
13. Collage
 - si la restauration n'est pas trop opaque, ni trop épaisse, un composite photopolymérisable est idéal car il n'impose pas de limite de temps de travail.
 - Pour les restaurations plus épaisses et opaques : utilisation des composites de collage « dual » .
14. Mise en place de l'inlay
15. Photopolymérisation finale.
16. Finitions et polissage
 - Elimination complète des excédents (espaces interproximaux).
 - Cette étape sera d'autant plus facile si la confection de la face occlusale est anatomiquement correcte et sans irrégularités importantes.

Pour inlay par la technique semi-directe méthode extra-orale:

1. Prise de teinte

2. Anesthésie

3. Pose du champ opératoire

4. Préparation de la dent

5. Adhésion

- elle est réalisée juste *après* la préparation, de préférence avec un adhésif à haute viscosité (par ex : Optibond FL®, Kerr).
- Réalisation de la couche hybride au niveau de la dentine :
 - mordantage
 - rinçage
 - application de l'adhésif (5^{ème} génération de préférence)
 - photo polymérisation

7. Prise de l'empreinte

- réalisée à l'aide d'un alginate de qualité ou d'un silicone par condensation (par ex : Xantopren Mucosa®, Bayer).
- L'alginate ne peut être utilisé face à des contre-dépouilles et des espaces interdentaires étroits qui pourraient provoquer son déchirement lors du retrait de l'empreinte.

8. Fabrication du modèle de travail

- réalisé à l'aide de deux matériaux silicone par addition à prise rapide : un premier composant fluide, qui permet la reconstitution des éléments dentaires (Match II®, Parkell) et un composant plus épais, pour la confection du socle (Blue Mousse®, Parkell).
- Lorsque l'empreinte a été réalisée avec un matériau silicone par addition, il est impératif d'appliquer un isolant avant la préparation du modèle (Newbrake agent®, Bradent).
- Les caractéristiques primordiales du matériau pour un modèle sont un court temps de prise et une grande rigidité. Il doit aussi permettre une séparation facile et rapide des modèles positifs unitaires.

9. Fabrication de l'inlay

- Utilisation d'une résine composite hybride de haute viscosité photopolymérisable .

- Elaboration de la restauration en deux ou trois couches comprenant le fond de la cavité (reconstitution dentinaire), les parois et crêtes proximales, ainsi que la surface occlusale, constituées de masse plus claires et transparentes (masses émail et incisales, sur les crêtes et les limites cavitaires).
- Chaque couche peut être polymérisée avant la suivante.
- Des kits d'instruments ont été spécialement développés pour aider le praticien à appliquer le matériau dans la cavité et pour réaliser un modelage anatomique correct (par ex : Kit Composculpt®, Suterdental).

10. Polymérisation

- L'inlay est photopolymérisé pendant 30 secondes.
- L'inlay subit ensuite une post-polymérisation.

11. Préparation de l'intrados de l'inlay sablé.

- nettoyage, dégraissage, mordançage, rinçage
- puis, *1^{er} exemple* :
 - * Silanisation
 - * Application de l'adhésif dans l'intrados de l'inlay
- *2^{ème} exemple*
 - * Application directe de l'adhésif dans l'intrados de l'inlay
- Mettre à l'abri de la lumière

12. Collage

- si la restauration n'est pas trop opaque, ni trop épaisse, un composite photopolymérisable est idéal car il n'impose pas de limite de temps de travail.
- Pour les restaurations plus épaisses et opaques : utilisation des composites de collage « dual » .

13. Mise en place de l'inlay

14. Photopolymérisation finale.

15. Finitions et polissage

- Elimination complète des excédents (espaces interproximaux).
- Cette étape sera d'autant plus facile si la confection de la face occlusale est anatomiquement correcte et sans irrégularités importantes.

N.B : Il est à préciser qu'avec les techniques intra- et extra- buccales, l'occlusion est vérifiée avant la post-polymérisation et le collage. Les anatomies occlusales et proximales peuvent ainsi être ajustées et retouchées hors de la cavité buccale. Un apport de matériau composite est possible, par

exemple pour renforcer un point de contact, une fois la surface dépolie et recouverte d'une fine couche d'adhésif.

Pour inlay par méthode indirecte :

1^{ère} séance

1. Prise de teinte
2. Anesthésie
3. Préparation de la dent
4. Réalisation de la couche hybride au niveau de la dentine :
 - mordançage
 - rinçage
 - application de l'adhésif (5^{ème} génération de préférence)
 - photopolymérisation
5. Prise d'empreinte
6. Réalisation d'une obturation provisoire

2^{ème} séance

1. Anesthésie
2. Mise en place de la digue
 - Elle est facultative à ce stade, sauf si risque de pollution.
 - Impérative au stade du traitement de la surface dentaire et du collage.
3. Elimination de l'obturation temporaire
 - à l'aide d'instruments à main (excavateurs, sondes).
 - Les instruments ultrasonores et aéropolisseurs ou mieux les sprays abrasifs à base d'alumine 25 µm permettent d'obtenir une surface propre.
 - Rinçage soigneux afin d'éliminer les particules d'alumine.
4. Essayage de l'inlay et réglage éventuel des points de contacts proximaux
 - pour faciliter la manipulation de l'inlay, nous pouvons fixer une « Microbrush » avec une colle cyano-acrylate à l'inlay.
 - Le choix de la teinte du polymère de collage a son importance dans la teinte finale de l'inlay en bouche. Pour cela il existe des composites de collage d'essai ou « Try in Paste ».
5. Traitement de l'intrados de l'inlay sablé.
 - nettoyage, dégraissage, mordançage, rinçage
 - puis, 1^{er} exemple :
 - * Silanisation

* Application de l'adhésif dans l'intrados de l'inlay

- 2^{ème} *exemple*

*Application directe de l'adhésif dans l'intrados de l'inlay

- Mettre à l'abri de la lumière

6. Traitement de la surface dentaire :

- Nettoyage :

• dépollution avec une solution aqueuse de ponce (ICB de Bisico) suivi d'un rinçage abondant.

• désinfection de la préparation avec une solution de chlorexetidine à 2% (ex : Cavity Cleanser de Bisico).

- mordantage de l'ensemble de la cavité (couche hybride réalisée à la première séance et marges d'émail),

- rinçage, séchage léger,

- application de l'adhésif (5^{ème} génération, de préférence).

7. Mise en place de la colle.

8. Mise en place de l'inlay.

9. Photopolymérisation finale.

10. Finitions et polissage

- Elimination complète des excédents (espaces interproximaux).

- Scellement éventuel des marges à l'aide de résines fluides photopolymérisables : Fortify- Bisico/ FujicoatLC- GC/ Ketac Glaze- Espe/ Helibond- Vivadent.

IV. INLAYS/ONLAYS METALLIQUES ET COMPOSITES : COMPARAISONS.

Une évaluation comparant les inlays/onlays or ou composites doit prendre en compte les aspects suivants :

- le parallèle entre les deux types de préparations
- le parallèle entre le scellement et le collage
- les considérations économiques
- les considérations esthétiques

1. Parallèle entre les deux types de restaurations

A. Les indications et contre-indications

Nous avons vu précédemment que les incrustations composites collées et les incrustations métalliques coulées avaient des indications qui leur étaient communes, et d'autres qui leur étaient propres. Mais leur caractère esthétique les distingue particulièrement. En effet, ce facteur peut être une contre-indication de l'IMC chez une personne voulant privilégier l'esthétique.

Mais il ne faut pas considérer uniquement ce critère, car les points suivants peuvent contre-indiquer formellement l'une ou l'autre des restaurations. Il ne faut donc pas négliger :

⇒ la situation des limites marginales proximales

Les techniques actuelles de collage nécessitent une isolation parfaite des tissus dentaires à coller par la mise en place d'un champ opératoire étanche. Une situation proximale très sous-gingivale contre-indiquera une restauration collée, en raison du risque de contamination des surfaces au moment du collage. Une restauration demandant une procédure de scellement moins rigoureuse sera envisagée (20).

⇒ La présence d'émail périphérique

Bien qu'il ait été montré que les techniques de mordantage total associées à des promoteurs d'adhésion hydrophiles procurent une adhésion cliniquement acceptable, le collage à l'émail est encore préféré et plus constant. Pour cette raison, la préparation doit présenter une zone adéquate d'émail, surtout au niveau des limites marginales, point sensible de la préparation.(85)

Les IMC ne présentent pas ces inconvénients. La procédure de scellement réalisée à l'aide d'un champ opératoire étanche représente le

cas idéal. Mais celle-ci peut être moins rigoureuse et l'on peut admettre de sceller la reconstitution en milieu légèrement humide.

De plus, l'absence d'émail au niveau marginal n'affecte en rien le scellement ou la pérennité de la reconstitution.

⇒ *L'importance des contre-dépouilles des parois axiales et du degré de délabrement*

Après la dépose des anciennes obturations, ou curetage des tissus pathologiques, les cavités présentent souvent des contre-dépouilles importantes.

La préparation d'une reconstitution partielle métallique (IMC) ou périphérique (coiffe totale) supprime alors le peu de substance dentaire résiduelle (61).

La restauration d'un inlay/onlay en composite offre alors une alternative conservatrice qui permet la plupart du temps, par comblement des contre-dépouilles à l'aide de verre ionomère ou de composite, d'éviter l'ouverture excessive des cavités. L'émail sain marginal conservé est alors renforcé par le collage.

B. les préparations

En dentisterie, le comportement mécanique des métaux et des composites esthétiques reste encore fondamentalement différent.

Dans ces conditions, imaginer un inlay composite sans être débarrassé des habitudes conceptuelles propres aux inlays métalliques est un non-sens.

Les propriétés du matériau et les impératifs de laboratoire lors de la fabrication de ces restaurations nécessitent certaines modifications des formes de préparations pour restaurations coulées. Les concepts de celles-ci exploitent une rétention mécanique par opposition de parois, boîtes et rainures, angles vifs.

A ces formes très architecturées s'oppose la simplicité des préparations pour collage qui deviennent beaucoup plus conservatrices. Le collage permet une bonne prévention sans nécessiter d'extension prophylactique, et une bonne adhésion même dans les cavités les plus superficielles. Les préparations des dents ne conservent plus que le principe de forme de résistance, éliminant celui de forme de rétention et d'extension prophylactique.

⇒ Forme de résistance :

Quelque soit la préparation envisagée :

- *les parois doivent être épaisses et résistantes.*

La différence concerne la conservation de l'émail marginal sain.

En effet, lorsqu'une reconstitution par IMC est indiquée, la mise de dépouille stricte entraîne souvent le passage de la forme d'inlay à celle d'onlay car le recouvrement cuspidien devient la seule solution pour restaurer la dent et prévenir une fracture ultérieure (35).

En revanche, pour une restauration composite collée, l'émail sain non soutenu peut être conservé dans le cas où la répartition des contacts occlusaux est favorable. Les contre-dépouilles sont alors comblées par un verre-ionomère. L'émail se retrouve donc supporté par ce nouveau matériau, et renforcé par le collage.

Cet effet de renforcement est provoqué par l'adhésion de la résine composite, à la fois à l'émail de la dent, et à la restauration en composite, fournissant non seulement un soutien aux parois dentaires fragilisées, mais aussi un collage efficace des bords de la restauration (20).

⇒ Forme de rétention :

Ici, les deux restaurations s'opposent totalement. Les préparations pour les inlays/onlays en or doivent souvent être étendues aux structures dentaires saines afin d'obtenir une forme de rétention suffisante. La profondeur de ces préparations et les parois très légèrement divergentes, combinées à des éléments tels que les boîtes, angulations des parois pulpo-axiales, épaulements et biseaux permettent d'obtenir une rétention par friction (12).

A l'heure du collage, l'adhésion inlay composite/dent modifie radicalement cette approche. Non seulement, il n'est plus nécessaire de rechercher une rétention par friction, mais encore, elle est contre-indiquée. Les arrêtes et les angles de la préparation sont donc impérativement arrondis, la divergence des parois axiales est accrue et peut aller jusqu'à 15 degrés, la profondeur est réduite au strict minimum car le matériau composite peut être collé aux structures dentaires avec des épaisseurs n'atteignant pas 2 mm. En fait, la forme de la cavité doit être la plus conservatrice possible. L'adhésion rend inutile les préparations supplémentaires destinées à développer une forme de rétention et de résistance (20).

⇒Ligne de finition

Là encore, les deux restaurations sont opposées. Dans le cas des IMC, la préparation est très géométrique avec une combinaison de poutre, de boîte proximale et d'angles vifs et bien marqués. Les bords sont biseautés sur toute la périphérie :

- occlusalement et cervicalement par un biseau long à 45 degrés.
- proximatement par des évasements qui relient les deux biseaux cités ci-dessus (10).

La ligne de finition d'une restauration composite collée est beaucoup plus simple puisque la ligne des bords est une suite de courbes à grand rayon avec dans un grand nombre de cas, une finition droite de l'angle cavo-superficiel. Seul un biseau en quart de rond limité à l'émail, sur les bords occlusaux, peut être pratiqué pour permettre un collage marginal optimum et un mimétisme accru. Cette extension de composite favorise la fusion des couleurs par diffusion de la teinte de la substance dentaire à travers la restauration (20).

⇒Les formes occlusales

La restauration des surfaces occlusales au laboratoire de prothèse, aussi bien pour les inlays en or que pour les inlays composites par méthode indirecte, offre d'excellentes possibilités pour l'obtention de la morphologie occlusale.

Les inlays mais surtout les onlays en or brunis peuvent être scellés temporairement afin d'évaluer la réhabilitation occlusale (ce qui ne peut être le cas des onlays en composite). En cas de phase temporaire, les contacts occlusaux non souhaités se matérialisent par des facettes brillantes qui peuvent être retouchées puis polies. Cette amélioration du contrôle occlusal est très utile dans le cas de patient dont la fonction occlusale, particulièrement perturbée, est peu tolérante aux imprécisions occlusales (3).

2. Parallèle entre scellement et collage

Le problème de l'assemblage permanent d'une restauration fixée se pose réellement aujourd'hui puisque le praticien dispose potentiellement d'une véritable panoplie de matériaux de scellement et de collage qui se différencie tant par leur nature chimique, leur propriété d'usage que par leur technique de mise en œuvre.

A. Comparaison des propriétés

Que ce soit le matériau de scellement ou le matériau de collage, il doit en premier lieu assurer la rétention de la restauration. La résistance de l'assemblage s'avère fiable lorsque l'ensemble des forces de liaison qu'il met en jeu est supérieur aux contraintes qu'il subit dans le milieu buccal. Idéalement, la tenue du joint collé ou scellé implique une bonne adhésion du matériau d'assemblage, tant aux substrats dentaires qu'au matériau prothétique, et des performances mécaniques lui permettant de résister aux sollicitations qu'il subit.

⇒ Résistance mécanique

Le caractère répétitif des contraintes mécaniques implique plus la notion de résistance à la fatigue que la notion de résistance à la fracture immédiate. Il conviendrait, à ce titre, de privilégier les informations issues des tests *in vitro* mettant en œuvre des essais modélisés de vieillissement, et d'accorder une importance relative aux valeurs de résistance à la rupture en traction, cisaillement ou compression. Malheureusement, nous n'avons que très peu de données sur ce plan, ce qui ne nous permet pas de faire une comparaison (5).

⇒ Solubilité

Par ailleurs, l'environnement salivaire de la jonction dento-prothétique s'avère une source d'agression majeure qui s'ajoute aux précédentes.

Le potentiel de solubilité du ciment ou de la colle résulte de la forte pression osmotique que subissent les défauts du joint. La pression osmotique est, à elle seule, capable d'initier et de propager des microfissures où les fluides buccaux s'infiltreront par pression capillaire (5).

La figure qui suit illustre le potentiel d'étanchéité évalué *in vitro* par pénétration de colorants de trois familles de ciments et d'une colle composite. L'observation montre qu'aucun joint dento-prothétique n'est totalement étanche. Les meilleures performances sur ce plan sont assurées par le composite adhésif et les ciments verres ionomères.

Ces résultats sont à moduler en fonction du temps

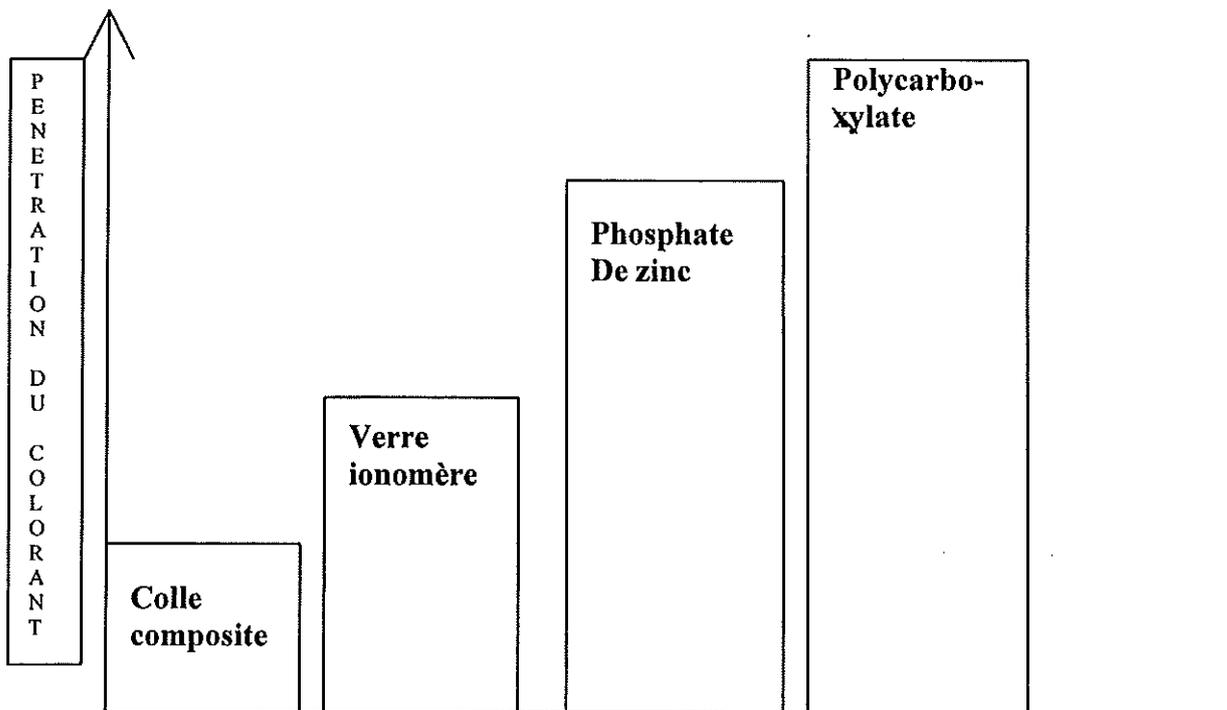


Illustration n°19: Potentiel d'étanchéité de trois familles de ciments permanents et d'une colle composite.(5)

⇒ Stabilité dimensionnelle

A l'ensemble des facteurs de contraintes exogènes, il faut adjoindre l'éventuel état de contrainte du joint scellé ou collé résultant des variations dimensionnelles de prise du matériau d'assemblage. Sur ce plan, les colles ont fait de gros progrès mais n'atteignent pas encore les valeurs des ciments de scellement, surtout que ce phénomène est proportionnel au volume de matériau utilisé.

Aux contraintes mécaniques subies par le joint scellé ou collé, il convient d'ajouter celles qui sont liées au différentiel de dilatation thermique de tous les éléments de l'assemblage au cours des variations de température que présente le milieu buccal lors de l'alimentation. Le comportement de l'ensemble des ciments de scellement est meilleur que le comportement des colles puisque leurs coefficients de dilatation thermique respectifs se situent aux environs de $10 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ et de 26 à $40 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ dans le meilleur des cas. (Rappelons que le coefficient de dilatation thermique des tissus dentaires est de $11 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) (70).

⇒ Biocompatibilité

En ce qui concerne la biocompatibilité des agents de scellement, la majorité des auteurs soutiennent le thèse de MASSLER et BRANNSTROM qui dit que la biocompatibilité d'un matériau dentaire est surtout fonction de sa capacité à isoler la dentine et les tissus pulpaire de l'infection en provenance de l'environnement buccal (16). On peut donc penser que l'utilisation raisonnée d'un agent acide sur la dentine des dents pulpées, suivie de son scellement étanche à l'aide promoteurs d'adhésion hydrophiles et d'agents de liaison viscoélastiques, représente en termes de biocompatibilité pulpaire la solution clinique actuelle la plus acceptable. Mais les réponses pulpaire à ces systèmes adhésifs semblent variables, et nous ne disposons pas de données histologiques, à long terme, confirmant le maintien de la vitalité des tissus pulpaire, ou au contraire, leur hypothétique métaplasie à leur contact. C'est pourquoi, la biocompatibilité pulpaire de tout nouveau matériau devrait être établie dans les conditions d'usage clinique avant sa mise sur le marché. Toute conclusion définitive sur l'innocuité de ces matériaux est prématurée.

⇒ Adhésion

L'adhésion, tant au substrat dentaire qu'aux matériaux prothétiques, apparaît idéalement comme un préalable à l'obtention d'une interface rétentive et étanche. L'ancrage mécanique joue un rôle essentiel, tant dans l'adhésion aux tissus dentaires calcifiés, qu'aux biomatériaux de restauration. C'est une notion qui nous est familière, puisqu'elle correspond à la rétention que procure un matériau de scellement ou de collage après durcissement dans les rugosités du substrat. Ce type d'accrochage est mis à profit depuis longtemps pour les scellement des ciments au phosphates de zinc. Mais il convient toutefois de noter que les colles organiques présentent des valeurs d'adhérence aux substrats dentinaires sans commune mesure avec celles des ciments quelles que soient leur nature (71).

⇒ Epaisseur du joint

La pérennité d'une construction prothétique fixée est en grande partie liée à la qualité de la jonction qu'elle assure au niveau des limites de préparation. La précision idéale que l'on devrait rechercher, en prothèse fixée, se situerait donc à l'échelle biologique. L'insertion d'un élément prothétique requiert un minimum de jeu entre la face interne de la prothèse et la préparation. Cet espace s'avère par ailleurs nécessaire à un écoulement et à une bonne évacuation du ciment. Il doit être ménagé par l'application d'un vernis d'espacement sur le modèle de travail (70).

Plusieurs études, conduites le plus généralement *in vitro*, donnent une idée de la précision optimale que l'on est en droit d'obtenir lorsque l'élaboration prothétique est conduite avec le maximum de rigueur. La précision optimale apparaît se situer dans une fourchette comprise entre 20 et 50 μm .

La rhéologie d'un ciment ou d'une colle doit donc permettre la formation de joints inférieurs à cette épaisseur de référence. Malheureusement, l'épaisseur des joints collés s'avère plus importante : de 60 à 120 μm en moyenne (90).

B. Comparaison de mise en oeuvre

(5)

Aux caractéristiques intrinsèques précédentes, un biomatériau d'assemblage doit présenter un certain nombre de qualités pratiques facilitant sa mise en œuvre clinique :

- un ciment ou une colle idéale doivent être des matériaux tolérants.

Leur manipulation doit être simple, pratique et rapide. Elle doit engendrer des résultats constants. Tout praticien doit pouvoir la réaliser aisément, sans tour de main ou habileté particulière. A ce titre, le prédosage de certains ciments permet de répondre à ces critères. Il faut privilégier ce type de conditionnement chaque fois que cela est possible, ce qui est le cas notamment pour certains ciments de type verre ionomères et polycarboxylates. La mise en œuvre des ciments au phosphate de zinc, qui nécessite une incorporation fractionnée et progressive de la poudre dans le liquide ne se prête guère, à priori, au prédosage. Il convient toutefois, de respecter scrupuleusement les rapports liquide/poudre préconisés par les fabricants, bien que la plupart de ces ciments polyacrylates classiques soient livrés sans aucun doseur.

- Le respect des rapports liquide/poudre pour les ciments et des rapports monomères/catalyseur pour les colles induisent nécessairement une viscosité et un temps de travail spécifiques à chaque famille de matériaux. La rhéologie du matériau ne permet pas toujours d'obtenir à elle seule le joint dento-prothétique le plus fin possible. Il s'agit de mettre en œuvre toutes les conditions technologiques et cliniques favorables à l'écoulement du ciment lors de sa mise en place. L'utilisation d'un vernis d'espacement sur le modèle de travail apparaît à cet effet un préalable indispensable. L'application d'une pression contrôlée lors de l'insertion, et au delà de l'insertion de la pièce prothétique, s'avère également nécessaire. Elle ne doit toutefois pas être trop intense, ou trop violente, pour éviter toute

suppression à l'intérieur des tubuli dentinaires , qui peut être à l'origine d'irritations pulpaires. Toutefois, la spécificité chimique propre à chaque famille de matériaux peut entraîner un temps de travail relativement court, ce qui limite leur indication aux restaurations unitaires ou de faibles étendues.

- *Le temps de prise en bouche doit être le plus court possible.* Le matériau d'assemblage doit acquérir dans ce laps de temps l'essentiel de ses performances. Les excès doivent pouvoir être éliminés sans nuire à la qualité de l'interface.

Une évaluation comparant les séquences de scellement et de collage des inlays/onlays en or et des inlays/onlays composites doit prendre en compte les critères suivants :

- les étapes préliminaires,
- la préparation des matériaux d'assemblage,
- le scellement proprement dit, ou le collage,
- la finition

Nous pouvons remarquer, au vu du tableau qui suit qu'au fauteuil, l'essayage et le collage d'un inlay composite exigent beaucoup plus de temps. Le nombre d'étapes du protocole de collage double environ par rapport au protocole de scellement.

En conclusion, nous pouvons dire que le scellement d'un inlay/onlay or est un protocole simple et bien codifié, alors que le collage d'un inlay/onlay composite est une étape fastidieuse, longue et qui nécessite un strict respect du protocole.

Illustration n° 20 : Tableau comparatif des méthodes de scellement et de collage.

	Étapes préliminaires			
	Isolation par digue	Débridement	Préparation de la restauration	Préparation de la dent
Scellement	Elle n'est pas obligatoire	Identique dans les deux cas	Il n'y en a aucune après la phase d'essayage	Désinfection des préparations et séchage
Collage	Elle est essentielle pour éviter toute contamination lors du collage	Identique dans les deux cas.	Mordançage à l'aide d'acide fluorhydrique Puis silanisation avec un agent de couplage puis séchage.	Mordançage et Traitement dentinaire. Il faut remarquer que cette étape est simplifiée par l'emploi de produit de mordançage total Puis séchage.

	Préparation des matériaux d'assemblage		Le scellement proprement dit		Suppression des excès	
Scellement	La préparation se fait par adjonction de poudre dans le liquide		Se réalise par une enduction de la pièce et une insertion accompagnée de mouvements successifs d'entrée et de sortie		La finition se réalise lorsque le ciment n'est pas encore pris. C'est donc une étape assez brève.	
Collage	Application de l'adhésif dentinaire qui doit souvent être obtenu par mélange de deux liquides.	Mélange de la résine composite de collage.	Application de la résine sur la pièce et injection dans la cavité puis mise en place de la restauration. Elimination des excès avant polymérisation	Polymérisation C'est une étape assez longue puisqu'elle demande 2 min par faces.	C'est une étape assez longue et fastidieuse pour enlever les résidus de composite	Ajustage occlusal. Il ne peut être réalisé qu'à ce moment là.

3. Les considérations économiques

Pour VALENTIN (83), la pertinence d'un traitement s'analyse à travers le rapport coût/bénéfice/sécurité.

A. Coût immédiat

Il faut prendre en compte le temps passé au fauteuil, le coût des matériaux utilisés et les frais de laboratoire.(57)

ATTAL et DEGRANGE (2) ont comparé différentes restaurations en terme de coût en prenant comme référence une restauration en composite direct. Il apparaît qu'il est 5 fois plus élevé pour un inlay composite, 7 fois plus élevé pour un inlay or, et 8 fois pour un inlay céramique.

Il ont aussi quantifié le temps passé par le praticien à réaliser une restauration : si t est le temps nécessaire pour réaliser un composite, il faudra un peu moins de $2t$ pour un inlay composite, $2t$ pour un inlay or et $2,5 t$ pour un inlay céramique.

B. Coût médiat

(52)

Il concerne la fréquence de remplacement des restaurations qui est liée à leur longévité.

En ce qui concerne les restaurations par inlays et onlays en composite, il existe peu d'études *in vivo* sur le comportement à long terme des restaurations postérieures indirectes en composite. Le taux d'échec annuel pour les inlays et onlays en composite postérieurs se situe entre 0 et 11,8 %.

En ce qui concerne les restaurations par inlays et onlays coulés en or, les taux d'échec annuels des restaurations coulées en or se situent entre 0 et 5,9 %. Il est précisé dans cette étude que les restaurations coulées en or comparées aux autres restaurations de dents postérieures, sont considérées comme coûteuses mais à longue durée de vie. Elles sont cependant considérées comme les plus durables de toutes les restaurations postérieures.

Illustration n° 21 : Longévité des inlays et onlays coulés en or.(52)

Année de publication	Premier auteur	Période d'observation (ans)	Taux d'échec annuel (%)	Temps de survie moyen (ans)
1981	CRABB	10	5,9	7
1985	LEMPOEL	5	0,2-0,8	
		11	0,3-0,8	
1986	BENTLEY	10	0,5-1,1	
1992	FRITZ	10	3-4	
1992	HAAS	5	0	
1994	JOKSTAD	>10		15-17
1994	MAHMOOD	>12		5-10,6
1996	SMALES	15	1,5	
1997	HAWTHORNE			13,8
1999	DONLY	7	2-2,6	
1999	STOLL	10	1,2-2,4	

Illustration n° 22 : Valeurs minimum et maximum (G%) et taux d'échec moyen annuel(%).(52)

Type de restauration	Taux d'échec annuel(%)			
	Toutes études confondues minimum/maximum	Valeurs moyennes toutes études confondues	Etudes longitudinales valeurs moyennes	Etudes croisées valeurs moyennes
Restaurations à l'amalgame	0-7	3,3	1,1	3,7
Inlays et onlays composites	0-11,8	2,8	2,3	0,6
Inlays et onlays céramiques	0-7,5	1,6	1,3	3,2
Inlays et onlays en or	0-5,9	1,2	1,0	1,3

C. Bénéfice/sécurité/risque

(84)

Le bénéfice est envisagé par rapport à la qualité et au confort assuré par la restauration sur le plan de :

- l'étanchéité : elle est fonction de la qualité du collage ou du scellement donc du respect du protocole opératoire par le praticien.
- les performances fonctionnelles et esthétiques.
- la possibilité de réparation ; en effet, les inlays en composite peuvent normalement être réparés. Il est préférable de faire la réparation en bouche, car il est difficile de déposer une restauration collée sans augmenter la taille de la cavité.
- la longévité.

4. Les considérations esthétiques

L'esthétique est l'avantage principal des inlays/onlays composites sur les inlays/onlays en or. Des résultats impressionnants sont obtenus si la teinte du composite de collage est proche de celui du composite de restauration.

CAS CLINIQUE

Remplacement d'un amalgame de classe I sur 37 par un inlay en composite de type Conquest ® par méthode indirecte.



N°1 :
Vue préopératoire.



N°2 :
Dépose de l'amalgame.



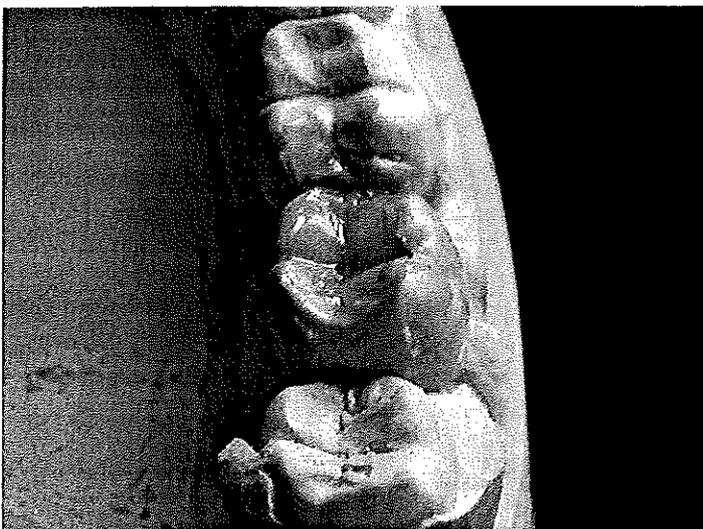
N°3 :
Préparation et fond de
cavité en ciment verre
ionomère



N°4 :
Empreinte monophasé aux
polyéthers (Impregum
Soft®,ESPE).



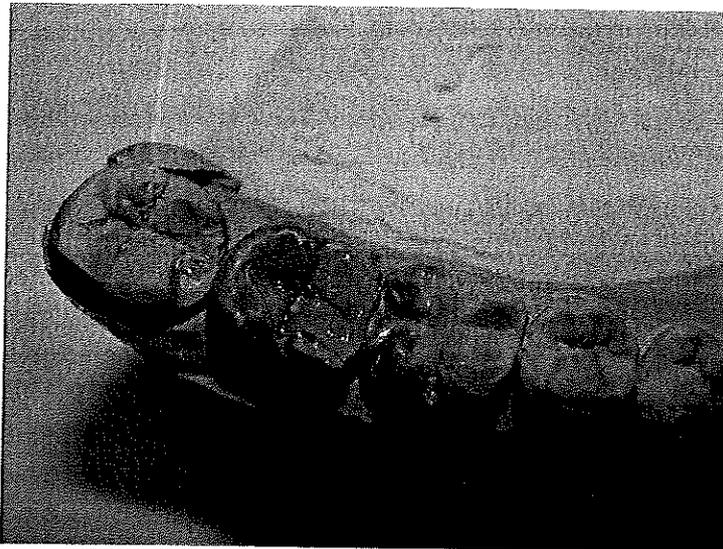
N°5 :
Obturation provisoire
(Cavit LC®, ESPE).



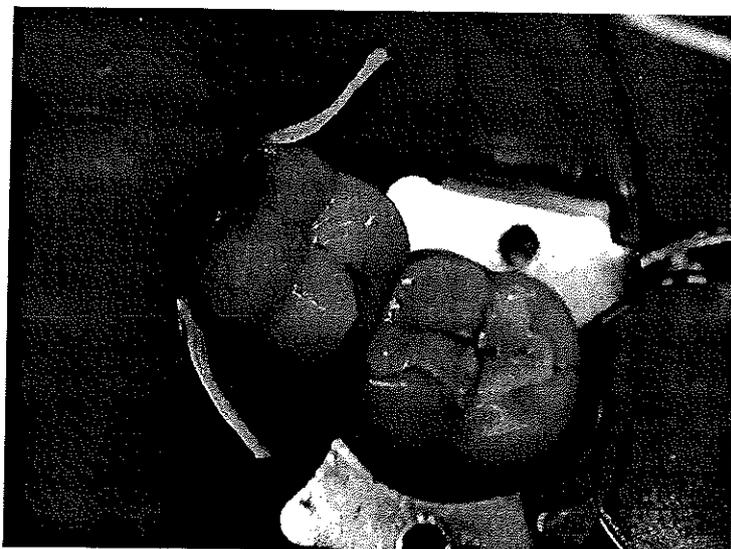
N°7 :
Elaboration de l'inlay au
laboratoire de prothèse.



N°7 :
Four de post-
polymérisation.



N°8 :
Inlay sur le maître
modèle.



N°9 :
Essayage de l'inlay.



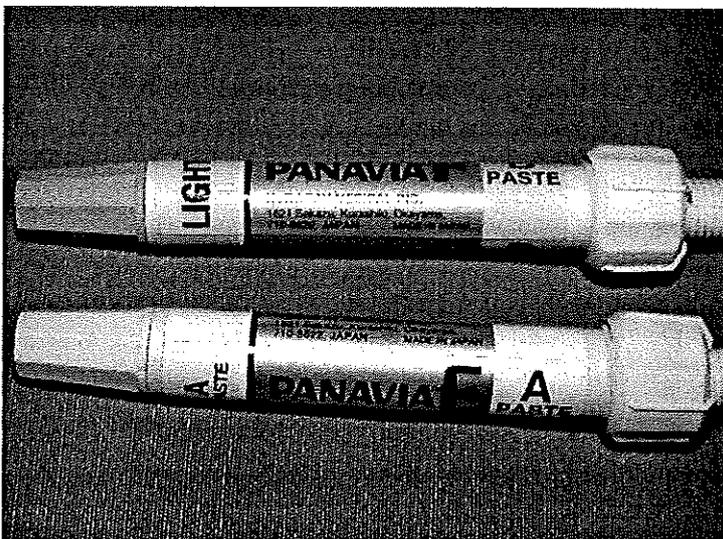
N°10 :

- Produits pour la silanisation de l'intrados de l'inlay composite. (Primer SE Bond®+ Porcelaine Activator Bond® chez Kuraray).
- Acide fluorhydrique (K-Etchant® Ultradent,).



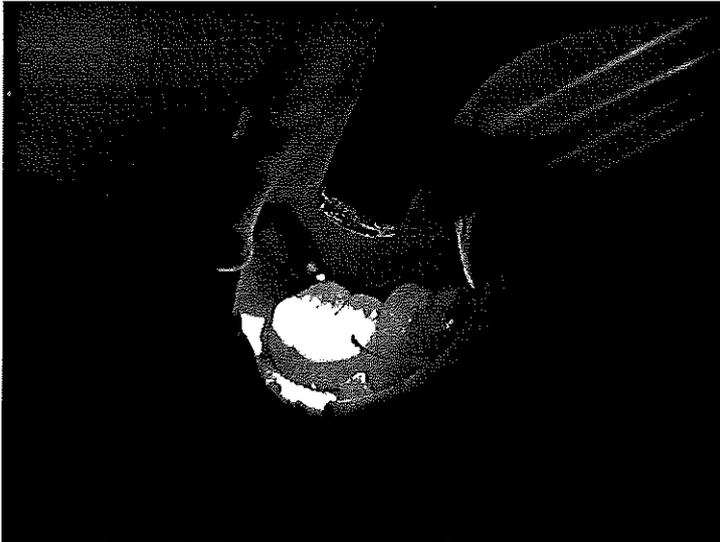
N°11 :

- Collage dentinaire. (ED Primer® de chez Kuraray).



N°12 :

- Composite de collage (Panavia®,Kuraray).



N°13 :
Photopolymérisation du
composite de collage.



N°14 :
Polymérisation de la
couche superficielle du
composite de collage.
(Oxygard®)



N°15 :
Inlay après collage et
 finition.

Mode d'emploi du Clearfil® SE Bond (Kuraray) et du Panavia (Kuraray)

→ *Préparation de l'intrados de l'inlay*

1. Appliquer le K-Etchant gel sur l'intrados de la pièce prothétique pendant 5 secondes.
2. Rincer abondamment puis sécher.
3. Application du silane (Primer SE Bond+Porcelaine Bond Activator) pendant 5 secondes.
4. Sécher à air doux.

→ *Collage de l'inlay*

5. Mélanger ED Primer (A)+ (B) et appliquer dans la cavité pendant 60 secondes.
6. Sécher avec un léger jet d'air (sans eau).
7. Mélanger le Panavia (A) et (B) et appliquer dans l'intrados de l'inlay.
8. Prise et retrait de l'excès du composite de collage.
9. Photo polymériser pendant 20 secondes.
10. Appliquer sur le joint dent-restauration d'Oxyguard II pendant 3 minutes puis rincer.

CONCLUSION

Les déficiences initiales des composites sont maintenant en grande partie résolues grâce aux améliorations apportées à leurs propriétés physico-chimiques et à la mise au point de leurs procédures cliniques. En terme d'esthétique, les produits les plus récents sont proposés non seulement en plusieurs couleurs mais aussi en différentes opacités adaptées à la dentine et à l'émail. Le manque de recul clinique est un désavantage qui peut nous faire choisir un autre mode de restauration esthétique comme la céramique. Cependant, nous pouvons penser que dans l'avenir, les résines auront de véritables propriétés adhésives, une absence de contraction de polymérisation et un coefficient d'expansion thermique voisin de la dent.

En ce qui concerne l'or, il est le plus ductile de tous les matériaux. Ils permet d'améliorer l'adaptation marginale des restaurations par des procédures de finition avant, ou pendant le scellement. Si la prévision, la sécurité et la longévité sont les objectifs principaux, l'or est le meilleur choix, car les inlays/onlays en or ne se fracturent pas et ont une longue et fière histoire de leur excellent comportement clinique.

Cependant, aujourd'hui, la plupart des patients sont très soucieux de leur image et n'acceptent pas ou plus, l'aspect visible de l'or. Les restaurations en composite présentent une alternative intéressante du point de vue esthétique et leurs propriétés adhésives permettent un renforcement des structures dentaires résiduelles. Mais il est peu réaliste d'espérer une longévité similaire à celle de l'or.

Un inlay ou onlay composite passera facilement le test du miroir, et l'on peut espérer, au regard des résultats cliniques encourageants, de nouveaux progrès qui permettront une simplification des protocoles et une augmentation de leur pérennité.

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Illustration 1	Schéma d'inlay, d'onlay et d'overlay.	13
Illustration 2	Les différents alliages d'or.	32
Illustration 3	Composition des alliages de type II et III.	32
Illustration 4	Courbe de traction.	46
Illustration 5	Propriétés des alliages de type II et III.	48
Illustration 6	Courbe de refroidissement idéale d'un alliage (température/temps).	50
Illustration 7	Polarité des métaux.	52
Illustration 8	Limites de l'inlay dans le sens mésio-distal.	54
Illustration 9	Fond de cavité d'un inlay.	55
Illustration 10	Cavité annexe vestibulaire d'une cavité de classe I.	58
Illustration 11	Cavité de conception actuelle (vue occlusale et proximale).	59
Illustration 12	Cavité de classe I avec recouvrement.	61
Illustration 13	Onlay de Mac Boyle.	64
Illustration 14	Onlay de Kabnick.	64
Illustration 15	Onlay de Lackermance.	64
Illustration 16	Onlay de Klaffenbach.	66
Illustration 17	Brunissage mécanique.	74
Illustration 18	Tableau réunissant l'ensemble des propriétés mécaniques des principaux composites commerciaux.	89
Illustration 19	Potentiel d'étanchéité de trois familles de ciments permanents et d'une colle de composite.	123
Illustration 20	Tableau comparatif des méthodes de scellement et de collage.	127
Illustration 21	Longévité des inlays et onlays coulés en or.	129
Illustration 22	Valeurs minimum et maximum (G %) et taux d'échec moyen annuel (%).	129

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. AGENCE FRANCAISE DE SECURITE SANITAIRE DES PRODUITS DE SANTE.

Prescription des antibiotiques en odontologie et stomatologie.
Recommandations et argumentaires.
Paris : AFSSAPS, 2001.

2. ATTAL JP et DEGRANGE M.

Les restaurations postérieures : efficacité, coût et sécurité.
Entretiens de Bichat 1994:27-34.

3. AUGIER R, DEMICHEL Y et BOIS D.

Technique d'obturation par incrustation métallique coulée.
Encycl Méd Chir (Paris), Stomatologie II, 23135M¹⁰, 1984, 8.

4. BALLEYDER M.

Empreinte en prothèse conjointe à l'aide des alginates de haute définition.
Actual Odontostomatol (Paris)1995;191:405-426.

5. BARTALA M.

Scellement ou collage ?
Cah Prothese 2002;117:67-82.

6. BATAREC E.

Lexiques des termes de prothèse dentaire.
Paris : CDP, 1989.

7. BLUNCK U.

Les adhésifs. Principes et état actuel des connaissances.
In : Roulet JF et Degrange M, ed :Collage et adhésion : la révolution silencieuse.
Paris : Quintessence Internationale, 2000.

8. BRUGIRARD J et LISSAC M.

Les alliages dentaires : comportement à la corrosion. Cas de corrosion en bouche.
Prothese Dent 1993;78/79:12-21.

9. BRUGIRARD J et RECLARU L.

Les alliages dentaires : de la toxicité à la biocompatibilité.
Prothese Dent 1993;82/83:79-94.

- 10. BRUNEL A et LAKERMANCE J.**
Les inlays d'obturation : inlays d'or ; inlays de porcelaine.
Paris : Masson, 1963.
- 11. BURDAIRON G.**
Abrégé de biomatériaux dentaires.
Paris : Masson, 1990.
- 12. CALAS P, GREGOIRE G, AUTHER A et MAURETTE A.**
Obturations des cavités de classe I et incrustations.
Encycl Méd Chir (Paris), Odontologie, 23136M¹⁰, 1991, 5.
- 13. CHAMBAZ H.**
Incrustation métallique coulée.
Encycl Méd Chir (Paris), Odontologie , 23138M¹⁰, 1979, 12.
- 14. CIERS JY et CLUNET-COSTE B.**
Targis Vectris (Ivoclar).
Synergie Prothétique 2000;2(2):109-113.
- 15. COLLET G et CAITUCOLI P-F.**
Ternissement et altération superficielle des alliages dentaires.
J Biomater Dent 1985;1(4):73-98.
- 16. COX C.**
Biocompatibility of dental materials in absence of bacterial infection.
J Prosthet Dent 1987;12:146-152.
- 17. DAWSON P**
Les problèmes de l'occlusion clinique.
Paris : CDP, 1992.
- 18. DEGRANGE M et MOINARD M.**
Table ronde autour des composites de laboratoire.
Synergie Prothétique 2000;2(2):121-136.
- 19. DETRUIT JC et ROCHEROLLE J.**
Incrustations métalliques de classe V.
Encycl Méd Chir (Paris), Odontologie, 23144M¹⁰, 1990, 7.

20. DIETSCHI D et SPREAFICO R.

Restaurations esthétiques collées. Composites et céramiques dans les traitements esthétiques des dents postérieures.

Paris : Quintessence, 1997.

21. DIETSCHI D et SPREAFICO R.

Restaurations adhésives pour les dents postérieures: techniques directe et semi-directe.

Real Clin 1998;9(3):377-390.

22. DIETSCHI D et SPREAFICO R.

Les inlays-onlays esthétiques collés par techniques semi-directe.

Rev Odontostomatol (Paris) 1999;(Hors série):33-41.

23. DIETSCHI D, PERAKIS N, VINCI D et KREJCI I.

Restaurations en composite par méthode indirecte : le système BelleGlass HP.

Alternatives 2002;13:69-79.

24. DIJKEN J.

Systèmes adhésifs amélo-dentinaires à plusieurs étapes et systèmes simplifiés.

Real Clin 1999;10(2):199-222.

25. DONLY K, JENSEN M, TRIOLO P et CHAN D.

A clinical comparison of resin composite inlay and onlay posterior restorations and cast-gold restorations at 7 years.

Quintessence Int 1999;30:163-168.

26. DUPUIS V, LAVIOLE O et LASSERRE JF.

Scellement des pièces prothétiques au ciment verre ionomère : impératifs chimiques.

Rev Odontostomatol (Paris) 1997;26:49-55.

27. ESTRADE D et JOURDAIN JP.

BelleGlass HP (Kerr).

Synergie Prothétique 2000;2(2):91-95.

28. EXBRAYAT J, SCHITTLY Y et BOREL JC.

Manuel de prothèse fixée unitaire.

Paris : Masson, 1992.

- 29. FERRARI M et GRANDINI S.**
Les adhésifs amélo-dentaires : implications pratiques.
Real Clin 2000;11(4):419-429.
- 30. FOURNET A, LENORMAND F et POUSSIN D.**
COLOMBUS (Cendre et Métaux).
Synergie Prothétique 2000;2(2):97-101.
- 31. GARBER DA et GOLDSTEIN RE.**
Inlays et onlays en céramique et en composite. Restaurations postérieures esthétiques.
Paris : CDP, 1995.
- 32. GUILBERT P et ROZANES S.**
Actualités des hydrocolloïdes réversibles.
Actual Odontostomatol (Paris)1995;191:427-442.
- 33. GORACCI G et MORI G.**
Les bases adhésives de la dentisterie conservatrice esthétique.
Real Clin 1998;9(3):295-312.
- 34. GUINOT D.**
Conquest sculpture (Symphyse).
Synergie Prothétique 2000;2(2):115-119.
- 35. HARTER JC et SARFATI E.**
Les préparations pour inlays et onlays métalliques scellés unitaires et moyens d'ancrage de bridge.
Real Clin 1996;7(4):499-512.
- 36. HOORNAERT A.**
Quelle empreinte pour quelle situation clinique de prothèse fixée.
Synergie Prothétique 1999;1(1):37-55.
- 37. IMAMURA GM, REINHARDT JW, BOYER DB et SWIFT EJ.**
Enhancement of resin bonding to heat-cured composite resin.
Oper Dent 1996;21:249-256.
- 38. . INGRAHAM R, BASSET R.W et KOSER J.R.**
An atlas of cast gold procedures
Buena Park : West Orange County Publishing Company, 1964.

- 39. KNELLESEN C et LIGER F.**
L'onlay de Kabnik.
Cah Prothese 1976;16:119-125.
- 40. KURDYK B.**
Le titane en prothèse composite.
Cah Prothese 1996;93:73-80.
- 41. KURDYK B.**
De l'usage du titane en prothèse dentaire.
Inf Dent 1997;79:1081-1093.
- 42. KONDRACKI T et MACHUREAU M.**
Prothèse fixée inlays-onlays en «Y» de Lackermance, ancrages de
bridges pour le traitement d'édentements antérieurs.
Cah Prothese 2002;118:57-63.
- 43. LAMBRECHTS P.**
Alternatives à l'amalgame : les restaurations directes par composite
peuvent elles résoudre le problème ?
Rev Odontostomatol (Paris) 1995;24:283-304.
- 44. LAUFFENBURGER.**
Les composites de laboratoire en odontologie conservatrice.
Chir Dent Fr 2003;1117:136-140.
- 45. LE HUCHE R.**
Obturations Inlays- Onlays- Couronnes en fonction de la forme de la
dent.
Paris : Prélat, 1970.
- 46. LE HUCHE R.**
Inlays et onlays, bridges sur dents pulpées.
Paris : Prélat, 1972.
- 47. LEIRSKAR J, HENAUG T, THORESEN N et coll.**
Clinical performance of indirect composite resin inlays/onlay in a dental
school : observations up to 34 months.
Acta Odontol Scand 1999;57:216-220.
- 48. LEHMANN N.**
Traitement d'un édentement postérieur par bridge avec préparations ;
Real Clin 2003;14(1):39-50.

- 49. LIGER F, SAMANA Y et GIROT G.**
L'onlay dit de Mac Boyle.
Cah Prothese 1976;16:167-172.
- 50. LOIR C.**
Les inlays/onlays composites collés au cabinet dentaire.
Inf Dent 1998;11:831-840.
- 51. MANHART J et HICKEL R.**
Longévité clinique des restaurations postérieures.
Real Clin 2000;11(3):477-498.
- 52. MANHART J, NEUERER P, SCHEIBENBOGEN A et coll.**
Three year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth.
J Prosthet Dent 2000;84:289-296.
- 53. MARMASSE A.**
Dentisterie restauratrice. Tome II.
Paris : Baillière, 1970.
- 54. MEYER JM et DEGRANGE M.**
Alliages en nickel-chrome et cobalt-chrome pour la prothèse dentaire.
Encycl Méd Chir (Paris), Odontologie,23065T¹⁰, 1992, 12.
- 55. MIARA P.**
Les inlays-onlays composites.
Rev Odontostomatol (Paris) 1999;(Hors-série):43-53.
- 56. MIARA P et TOUATI B.**
Restaurations postérieures esthétiques collées : de la céramique aux composites de laboratoire.
Real Clin 1999;10(1):43-55.
- 57. MONSENEGO P et TORRES P.**
Le point sur les inlays-onlays en composites.
Actual Odontostomatol (Paris) 1999;207:281-291.
- 58. MOUREN G, ROUX C, PIGNOLY C et BROUILLET JL.**
Restaurations des cavités de classe II par incrustations métalliques coulées.
Encycl Méd Chir (Paris), Odontologie,23138M¹⁰, 1991, 12.

59. NOACK M.

Le devenir clinique des inlays composites et céramiques collés.
Rev Odontostomatol (Paris) 1994;**24**(4):305-316.

60. NORDBO H et LYNGSTADAAS S.

The clinical performance of two groups of functioning class-II cast gold inlays.
Acta Odontol Scand 1992;**50**:189-192.

61. PAMEIJER J.

Les onlays en 1995 : l'or est-il toujours la référence ?
Rev Odontostomatol (Paris)1995;**24**:347-359.

62. PEUTZFELDT A et ASMUSSEN E.

Influence of eugenol-containing temporary cement on efficacy of dentin-bonding systems.
Eur J Oral Sci 1999;**107**(1):65-69.

63. PRICE R et GERROW J.

Margin adaptation of indirect composite inlays fabricated on flexible dies.
J Prosthet Dent 2000;**83**:306-313.

64. RECLARU L et BRUGIRARD J.

Les alliages dentaires : évaluation de la résistance à la corrosion.
Prothese Dent 1993;**76/77**:54-67.

65. ROULET JF.

Adhesive Dentistry in the 21ST Century.
Oper Dent 2000;**25**:355-366.

66. RUEL – KELLERMAN M.

La consultation psychosomatique en odontologie.
Chir Dent Fr 1983;**224**:53-54.

67. ROZENWEG D.

La brycose : forme sévère de bruxisme.
Cah Prothese 1979;**25**:103-112.

68. SCHEIBENBOGEN A, MANHART J, KREMERS L et coll.

Two year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth.
J Prosthet Dent 1999;**82**:391-397.

- 69. SHANNON A.**
Clinical guidelines for indirect resin restorations.
J Am Dent Assoc 1997;**63**:432-437.
- 70. SHILLINGBURG, JACOBI et BRACKET.**
Les préparations en prothèse fixée: principes et applications cliniques.
Paris : Masson, 1988.
- 71. SIMONPAOLI Y.**
Manuel de technologie de prothèse.
Paris : Masson, 1991.
- 72. SMALES R, KONG H et HAWTHORNE W.**
Long-term survival and cost-effectiveness of five dental restorative materials used in various classes of cavity preparations.
Int Dent J 1999;**46**:126-130.
- 73. SPREAFICO R et DIETSCHI D.**
Concepts et matériaux modernes pour le traitement conservateur des dents postérieures en technique adhésive.
Real Clin 1998;**9**(3):363-375.
- 74. STOLL R, SIEWEKE M, PIEPER K et STACHNISS V.**
Longevity of cast-gold inlays and partial crowns- a retrospective study at a dental school clinic.
Clin Oral Invest 1999;**3**:100-104.
- 75. STUDER S, WETTSTEIN F, LEHNER C et coll.**
Long-term survival estimates of cast gold inlays and onlay with their analysis of failures.
J Oral Rehabil 2000;**27**:461-472.
- 76. TERRIE B et GREGOIRE G**
Les inlays.
Pratique Dent 1988;**3**:7-24.
- 77. TERRY D et TOUATI B.**
Clinical considerations for aesthetic laboratory- fabricated inlay/onlay restorations : a review.
Pract Proced Aesthet Dent 2001;**13**(1):51-58.

78. TIRLET G et ZYMAN P.

Longévité et traitements de surface des inlays en résine composite.
Données expérimentales et évaluations cliniques.
Rev Odontostomatol (Paris) 1999;(Hors série):5-20.

79. TIRLET G.

Les bridges collés en composites ou fibrés : applications au secteur postérieur.
Real Clin 1999;10(2):285-304.

80. TOUATI B et AIDAN N.

Les composites de laboratoire de seconde génération.
Inf Dent 1996;3:175-183.

81. TURLAY C.

Situations occlusales préprothétiques. Pourquoi et comment intervenir ?
Cah Prothese 2000;112:7-22.

82. UNGER F et HOORNAERT A.

Alliages précieux en odontologie.
Encycl Méd Chir (Paris), Odontologie,22065P¹⁰, 1995, 6.

83. VALENTIN C.

Propos sur les onlays.
Cah Prothese 1976;16:101-105.

84. VALENTIN C.

Du plan au programme de traitement, cas clinique.
Real Clin 1995;6(1):7-23.

85. VAN MEERBEEK B.

Facteurs cliniques influençant la réussite de l'adhésion à l'émail et à la dentine.
Real Clin 1999;10(2):175-195.

86. WATAHA J.

Alloys for prosthodontic restorations.
J Prosthet Dent 2002;87:351-363.

87. WATTS D, WILSON N et BURKE F.

Indirect composite preparation width and depth and tooth fracture resistance.
Am J Dent 1995,8(1):15-19.

88. WIRZ J et JAEGER K.

Modern alternatives to amalgam: Cementable restorations and inlays.
Quintessence Int 1999;**30**:551-556.

89. WILSON F, HEATH JR et WATTS DC.

The effect of adhesive luting agent dentin surface interactions on film thickness.

J Prosthet Dent 1992;**68**:49-52.

90. WHITE S et YU Z.

The effect of adhesive luting agent dentin surface interactions on film thickness.

J Prosthet Dent 1992;**68**:49-52.

91. ZYMAN P et AIDAN N.

Les principaux systèmes composites de laboratoire. Caractéristiques et applications cliniques.

Rev Odontostomatol (Paris) 1999;(Hors-série):21-32.

NORMAND ép CHAMPSAUR (Christelle).-Comparaison des inlays-onlays composites et métalliques.-160 f., ill.,tabl., 30 cm.(Thèse : Chir. dent. ; Nantes ; 2003).

N° 42 16 03

Les composites et les techniques adhésives sont devenus des éléments de base de l'odontologie moderne. Les propriétés physico-chimiques et le rendu esthétique des composites ont subi de réelles améliorations qui ont permis leur utilisation dans une large gamme de situations cliniques. Bien que centenaires, les inlays et onlays en or conservent toutes leurs indications. Cependant, ils sont pénalisés par leur caractère métallique tant au niveau des propriétés physico-chimiques que sur le plan esthétique. Après avoir passé en revue les généralités communes à ces deux techniques de restauration (inlay-onlays or et composite), nous nous intéresserons plus précisément à chaque technique. Ensuite, nous proposerons une comparaison des deux types de restauration. Enfin, un cas clinique de restauration par un inlay composite sera présenté.

Rubrique de classement : PROTHESE CONJOINTE

Mots-clés : INLAY

PROTHESE DENTAIRE CONJOINTE
OR
RESINE COMPOSITE
MATERIAUX DENTAIRES

Mots-clés anglais :

MeSH : INLAY
DENTURE PARTIAL FIXED
GOLD
COMPOSITE RESINS
DENTAL MATERIALS

JURY

Président : M. le Professeur GIUMELLI

Directeur : M. le Docteur AMOURIQ

Assesseur : M. le Professeur HAMEL

Assesseur : Mlle le Docteur PERRON

Adresse de l'auteur : Christelle CHAMPSAUR

10 rue Griffon

17400 SAINT JEAN D'ANGELY