

UNIVERSITE DE NANTES

UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Année 2017

N° 040

**ÉVOLUTION DES PRINCIPES DE  
PRÉPARATION :  
DE LA PROTHÈSE SCELLÉE À LA  
PROTHÈSE COLLÉE**

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR  
EN CHIRURGIE DENTAIRE

*Présentée et soutenue publiquement par*

**Émilien COUÉ**

Né le 01/10/1991 à Angers

Le 21/11/2017 devant le jury ci-dessous :

Président : M. le Professeur Yves AMOURIQ

Assesseur : M. le Professeur Laurent LE GUEHENNEC

Assesseur : Mme le Docteur Fabienne JORDANA

Directeur de thèse : M. le Docteur François BODIC

<b>UNIVERSITÉ DE NANTES</b>		
<b>Président</b>	Pr LABOUX Olivier	
<b>FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE</b>		
<b>Doyen</b>	Pr GIUMELLI Bernard	
<b>Assesseurs</b>	Dr RENAUDIN Stéphane Pr SOUEIDAN Assem Pr WEISS Pierre	
<b>Professeurs des Universités Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.</b>		
Monsieur AMOURIQ Yves Monsieur GIUMELLI Bernard Monsieur LE GUEHENNEC Laurent Monsieur LESCLOUS Philippe	Madame LICHT Brigitte Madame PEREZ Fabienne Monsieur SOUEIDAN Assem Monsieur WEISS Pierre	
<b>Professeurs des Universités</b>		
Monsieur BOULER Jean-Michel		
<b>Professeurs Emérites</b>		
Monsieur BOHNE Wolf	Monsieur JEAN Alain	
<b>Praticiens Hospitaliers</b>		
Madame DUPAS Cécile Madame LEROUXEL Emmanuelle	Madame HYON Isabelle Madame GOEMAERE GALIERE Hélène	
<b>Maîtres de Conférences Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.</b>		
Monsieur AMADOR DEL VALLE Gilles Madame ARMENGOL Valérie Monsieur BADRAN Zahi Madame BLERY Pauline Monsieur BODIC François Madame DAJEAN-TRUTAUD Sylvie Madame ENKEL Bénédicte Monsieur GAUDIN Alexis Monsieur HOORNAERT Alain Madame HOUCHMAND-CUNY Madline Madame JORDANA Fabienne Monsieur KIMAKHE Saïd Monsieur LE BARS Pierre Madame LOPEZ-CAZAUX Serena Monsieur NIVET Marc-Henri Madame RENARD Emmanuelle Monsieur RENAUDIN Stéphane Madame ROY Elisabeth Monsieur STRUILLOU Xavier Monsieur VERNER Christian	<b>Assistants Hospitaliers Universitaires des C.S.E.R.D.</b>	
	Monsieur ABBAS Amine Monsieur AUBEUX Davy Madame BERNARD Cécile Monsieur BOUCHET Xavier Madame BRAY Estelle Madame CLOITRE Alexandra Monsieur DRUGEAU Kévin Madame GOUGEON Béatrice Monsieur LE BOURHIS Antoine Monsieur LE GUENNEC Benoît Monsieur LOCHON Damien Madame MAÇON Claire Madame MAIRE-FROMENT Claire-Hélène Madame MERCUSOT Marie-Caroline Monsieur OUVRARD Pierre Monsieur PRUD'HOMME Tony Monsieur SARKISSIAN Louis-Emmanuel	
<b>Maître de Conférences</b>		
Madame VINATIER Claire		
<b>Enseignants Associés</b>		
Monsieur KOUADIO Ayepa (Assistant Associé) Madame LOLAH Aoula (MC Associé)	Madame MERAMETDJIAN Laure (MC Associé) Madame RAKIC Mia (PU Associé)	

Mise à jour le 01/09/2017

**Par délibération, en date du 6 décembre 1972, le Conseil de la  
Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises  
dans les dissertations qui lui seront présentées doivent être  
considérées comme propres à leurs auteurs et qu'il n'entend leur  
donner aucune approbation, ni improbation.**

## REMERCIEMENTS

**Au Professeur Y. AMOURIQ**

Professeur des Universités

Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de recherche Dentaires

Docteur de l'Université de Nantes

Habilité à Diriger des Recherches

Département de Prothèse

Chef de Service d'Odontologie Restauratrice et Chirurgical

**- NANTES –**

Pour m'avoir fait l'honneur de présider cette thèse.

Pour la clarté de vos enseignements magistraux.

Veillez trouver, dans ce travail, l'expression de mes sincères remerciements et le témoignage de mon plus grand respect.

**Au Docteur F. BODIC**

Maître de Conférences des Universités

Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de recherche Dentaires

Docteur de l'Université de Nantes

Département de Prothèse

**- NANTES -**

Pour m'avoir fait l'honneur de diriger cette thèse.

Pour la grande confiance que vous m'avez accordée tout au long de ce travail et pour votre précieuse collaboration.

Veillez trouver ici, le témoignage de ma sincère gratitude et de ma reconnaissance.

**Au Docteur F. JORDANA :**

Maître de Conférences des Universités

Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de recherche Dentaires

Département de Sciences Anatomiques et physiologiques, Occlusodontique, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie.

**- NANTES -**

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter de siéger au sein de ce jury de thèse.

Pour toutes les connaissances que vous m'avez apportées et votre bienveillance tout au long de mes années d'études.

Veillez trouver ici l'expression de ma profonde reconnaissance et de mes respectueux remerciements.

**Au Professeur L. LE GUEHENNEC**

Professeur des Universités

Maître de Conférences des Universités

Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de recherche Dentaires

Docteur de l'Université de Nantes

Département de Prothèse

**- NANTES -**

Pour m'avoir fait l'honneur de participer à ce jury de thèse.

Pour vos conseils avisés et les bons moments partagés lors de nos vacances communes.

Veillez croire en mes respectueux remerciements.

# Table des matières

<b>Introduction .....</b>	<b>11</b>
<b>I - Grands principes de préparation en prothèse scellée.....</b>	<b>12</b>
1.1. RETENTION.....	12
1.1.1. Degré de convergence.....	12
1.1.2. Hauteur de préparation .....	15
1.1.3. Ancrage radiculaire .....	17
1.2. STABILISATION MECANIQUE .....	17
1.2.1. Stabilisation.....	17
1.2.2. Sustentation .....	20
1.3. AMENAGEMENT DE L'ESPACE PROTHETIQUE .....	20
1.3.1. Réduction axiale .....	20
1.3.2. Réduction occlusale.....	21
1.3.3. Chanfrein des cuspides d'appuis .....	22
1.4. LIMITES DE PREPARATION .....	22
1.4.1. Types de limites.....	22
1.4.2. Niveau de préparation .....	23
<b>II - Évolution.....</b>	<b>25</b>
2.1. DES MATERIAUX .....	25
2.1.1. Métaux.....	25
2.1.1.1. Alliages précieux.....	25
2.1.1.1.1. Propriétés physiques et mécaniques : .....	26
2.1.1.1.2. Propriétés thermiques : .....	26
2.1.1.1.3. Liaison céramo-métallique : .....	26
2.1.1.1.4. Corrosion.....	27
2.1.1.1.5. Biocompatibilité : .....	27
2.1.1.2. Alliages non précieux .....	27
2.1.1.2.1. Propriétés physiques et mécaniques .....	28
2.1.1.2.2. Propriétés thermiques .....	28
2.1.1.2.3. Liaison céramo – métallique .....	28
2.1.1.2.4. Corrosion.....	28
2.1.1.2.5. Biocompatibilité .....	29
2.1.1.3. Alliages titane.....	29
2.1.1.3.1. Propriétés physiques et mécaniques .....	29
2.1.1.3.2. Propriétés thermiques .....	30
2.1.1.3.3. Liaison céramo-métallique.....	30
2.1.1.3.4. Corrosion.....	30
2.1.1.3.5. Biocompatibilité.....	<b>Erreur ! Le signet n'est pas défini.</b>
2.1.2. Céramiques .....	31
2.1.2.1. Historique .....	31
2.1.2.2. Définition.....	32
2.1.2.3. Classification.....	32
2.1.2.3.1. Les vitrocéramiques .....	33
2.1.2.3.1.1. Les céramiques feldspathiques .....	33
2.1.2.3.1.1.1. Composition et propriétés .....	33
2.1.2.3.1.1.2. Applications.....	34
2.1.2.3.1.2. Les céramiques feldspathiques renforcées .....	34
2.1.2.3.1.2.1. À la leucite.....	34
2.1.2.3.1.2.1.1. Composition et propriétés .....	34
2.1.2.3.1.2.1.2. Applications .....	35
2.1.2.3.1.2.2. Au silicate de lithium et nanocharges de zircon .....	35
2.1.2.3.1.2.2.1. Composition et propriétés .....	35



2.1.2.3.1.2.2.2.	Applications .....	35
2.1.2.3.1.2.3.	Au disilicate de lithium .....	35
2.1.2.3.1.2.3.1.	Composition et propriétés .....	35
2.1.2.3.1.2.3.2.	Applications .....	36
2.1.2.3.2.	Les céramiques infiltrées .....	36
2.1.2.3.2.1.	Composition et propriétés .....	36
2.1.2.3.2.2.	Applications.....	36
2.1.2.3.3.	Les céramiques polycristallines.....	36
2.1.2.3.3.1.	Composition et propriétés .....	36
2.1.2.3.3.2.	Applications.....	37
2.1.2.4.	Propriétés des céramiques .....	37
2.1.2.4.1.	Propriétés mécaniques .....	37
2.1.2.4.1.1.	Résistance .....	37
2.1.2.4.1.2.	Module d'élasticité .....	38
2.1.2.4.1.3.	Ténacité.....	38
2.1.2.4.1.4.	Fatigue.....	38
2.1.2.4.1.5.	Dureté et coefficient d'abrasion .....	38
2.1.2.4.1.6.	Facteurs influençant les propriétés mécaniques .....	38
2.1.2.4.1.6.1.	Taux de porosité.....	39
2.1.2.4.1.6.2.	Température de cuisson.....	39
2.1.2.4.1.6.3.	Contraintes internes.....	39
2.1.2.4.1.6.4.	Microstructure .....	39
2.1.2.4.1.6.5.	État de surface .....	39
2.1.2.4.2.	Propriétés physiques.....	40
2.1.2.4.2.1.	Thermiques .....	40
2.1.2.4.2.2.	Électriques.....	40
2.1.2.4.2.3.	Optiques.....	40
2.1.2.4.3.	Propriétés chimiques .....	40
2.2.	DES SYSTEMES D'ASSEMBLAGE.....	41
2.2.1.	<i>Historique</i> .....	41
2.2.2.	<i>Généralités</i> .....	42
2.2.2.1.	Fonctions .....	42
2.2.2.2.	Critères requis .....	42
2.2.2.2.1.	Biocompatibilité.....	42
2.2.2.2.2.	Protection du support dentaire .....	42
2.2.2.2.3.	Durée de vie .....	43
2.2.2.2.4.	Ergonomie.....	43
2.2.3.	<i>Type d'assemblage</i> .....	43
2.2.3.1.	Scellement.....	43
2.2.3.1.1.	Définition .....	43
2.2.3.1.2.	Classification .....	43
2.2.3.1.2.1.	Scellement conventionnel.....	44
2.2.3.1.2.1.1.	Ciments au phosphate de zinc .....	44
2.2.3.1.2.1.2.	Ciments polycarboxylates .....	44
2.2.3.1.2.2.	Scellement adhésif.....	45
2.2.3.1.2.2.1.	CVI conventionnels.....	45
2.2.3.1.2.2.2.	CVI MAR/CVI hybrides.....	46
2.2.3.2.	Collage.....	46
2.2.3.2.1.	Définition .....	46
2.2.3.2.2.	Systèmes adhésifs .....	47
2.2.3.2.2.1.	Les systèmes avec mordantage préalable et rinçage (M&R).....	48
2.2.3.2.2.1.1.	M&R III .....	48
2.2.3.2.2.1.2.	M&R II .....	48
2.2.3.2.2.2.	Les systèmes automordançants (SAM) .....	49
2.2.3.2.2.2.1.	SAM II .....	49
2.2.3.2.2.2.2.	SAM I .....	49
2.2.3.2.2.3.	Adhésifs « universels » .....	49
2.2.3.2.3.	Résines composites de collage.....	50

2.2.3.2.3.1.	Colles sans potentiel adhésif .....	50
2.2.3.2.3.2.	Colles avec potentiel adhésif .....	51
2.2.3.2.3.3.	Colles auto-adhésives.....	51
<b>III – Principes contemporains.....</b>		<b>52</b>
3.1.	RETENTION PAR ADHESION .....	52
3.2.	ÉCONOMIE TISSULAIRE .....	53
3.2.1.	<i>Caractéristiques des tissus dentaires</i> .....	54
3.2.1.1.	Biomécanique.....	54
3.2.1.1.1.	L'émail.....	54
3.2.1.1.2.	La jonction amélo-dentinaire .....	54
3.2.1.1.3.	La dentine .....	54
3.2.1.2.	Capacité d'adhésion .....	55
3.2.1.2.1.	L'émail.....	55
3.2.1.2.2.	La dentine .....	55
3.2.2.	<i>Les techniques de préparation</i> .....	55
3.2.3.	<i>Intérêts biologiques</i> .....	56
3.3.	AMENAGEMENT DU SUPPORT.....	56
3.3.1.	<i>Impératifs liés aux matériaux</i> .....	56
3.3.2.	<i>Impératifs liés aux tissus dentaires</i> .....	57
3.4.	COHESION DE L'ENSEMBLE DENTO-PROTHETIQUE .....	58
3.5.	BIOMIMETISME ET ESTHETISME.....	59
<b>IV - Cas clinique .....</b>		<b>60</b>
4.1.	SITUATION INITIALE .....	60
4.2.	REALISATION.....	62
4.2.1	<i>Préparation</i> :.....	62
4.2.2	<i>Collage</i> :.....	63
4.3.	RESULTATS .....	65
<b>Conclusion.....</b>		<b>66</b>
<b>Références : .....</b>		<b>67</b>

## Introduction

La prothèse fixe a pour but de remplacer les tissus dentaires détruits, abîmés ou absents, et de les protéger tout en assurant les fonctions de mastication, phonation, et déglutition. Afin de maintenir le confort fonctionnel et esthétique du patient le plus long longtemps possible, il paraît logique de prolonger au maximum la durée de vie d'une dent naturelle sur l'arcade.

Jusque dans les années 80, l'assemblage des restaurations était assuré quasi essentiellement par un seul type de matériau : le ciment de scellement. Profitant d'un recul clinique exceptionnel, il reste à l'heure actuelle un des matériaux les plus utilisés pour l'assemblage des restaurations. La réussite de ce type d'assemblage dépend de principes mécaniques : il est nécessaire que la préparation respecte des formes de préparations définies, avec des parois assurant une rétention mécanique. Ces techniques nécessitent donc des aménagements souvent peu économes en tissus dentaires.

Depuis l'apparition du collage dans les années 50, les techniques d'adhésion et les matériaux ont considérablement évolué et continuent sans cesse de progresser. Basé sur les qualités adhésives des tissus dentaires, des matériaux de restauration et de scellement, le collage s'inscrit pleinement dans les exigences contemporaines de préservation tissulaire, d'esthétisme et de biomimétisme, en profitant des évolutions des propriétés des matériaux. Les protocoles de préparations sont plus économes en tissus mais semblent plus difficiles à mettre en œuvre car praticien-dépendant : le praticien doit faire preuve de bon sens lors des étapes cliniques de préparation en connaissant parfaitement les propriétés des matériaux et ce qu'elles impliquent pour le collage.

L'objectif de ce travail est de décrire les différences entre les formes classiques de préparations en prothèse fixée et celles des restaurations collées, en décrivant les concepts au cœur de cette évolution.

Après avoir rappelé dans une première partie les principes régissant la prothèse scellée, les évolutions des matériaux seront détaillées : que ce soit pour les métaux ou les céramiques, il est nécessaire de faire le point sur leurs propriétés actuelles afin de comprendre leurs conséquences en termes de préparation des supports. Les différentes techniques d'assemblage et les matériaux utilisés seront ensuite développés, avant de décrire dans une dernière partie les principes contemporains que doivent respecter les préparations de prothèses collées.

# I - Grands principes de préparation en prothèse scellée

Depuis presque un siècle, de très nombreux praticiens souhaitant faire progresser les techniques de réalisation de la prothèse conjointe ont édité, corrigé, voire écarté des principes de préparation. Beaucoup de ces principes ont fait leurs preuves et servent de bases pour cette discipline.

La préparation d'une dent étant l'étape initiale de la réalisation d'une restauration prothétique, le praticien doit connaître ces impératifs. Bien sûr, l'évolution constante des différents matériaux et des techniques implique une mise à jour constante pour les adapter aux nouveautés, mais ils restent fondamentaux.

La majorité de ces principes découlent des caractéristiques de l'agent de scellement de la reconstitution : le ciment n'ayant pas de potentiel d'adhésion il était nécessaire d'établir des règles de préparations afin d'assurer la stabilité de la prothèse. Ces mêmes règles étaient appliquées pour les restaurations collées qui ne bénéficiaient pas des avancées actuelles.

## 1.1. Rétention

La rétention est la force qui s'oppose aux forces de désinsertion de la prothèse et qui comprennent :

- traction : force qui entraîne la désinsertion
- cisaillement : glissement sur un plan parallèle
- compression : force qui entraîne l'enfoncement

Le scellement n'a pas de potentiel adhésif, il résiste bien à la compression mais très peu à la traction et au cisaillement. La rétention est essentiellement mécanique et l'immobilité de la prothèse dépend essentiellement des formes et des principes de préparation.

Il faut limiter le nombre d'axes d'insertions possibles de la restauration, l'idéal étant un seul. Car la capacité d'un ciment à résister aux forces s'exerçant sur lui dépend de leurs directions par rapport à la surface à laquelle elles s'appliquent.

### 1.1.1. Degré de convergence

Pour assurer la rétention d'un élément prothétique mais aussi permettre son insertion, les parois axiales doivent être de dépouille.

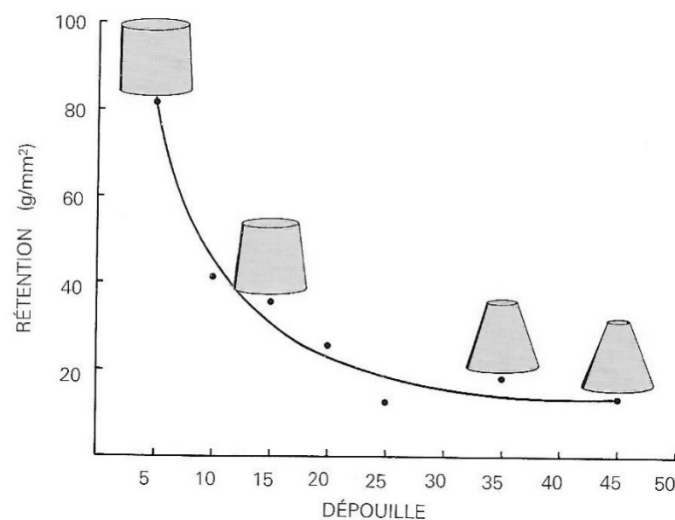
La dépouille est l'angle de convergence entre les parois externes ou l'angle de divergence entre les parois internes d'une préparation.

Théoriquement, la rétention maximale de la restauration est obtenue avec le parallélisme des parois de la préparation <sup>(1)</sup> <sup>(2)</sup>. Or dans la cavité buccale, il est impossible de réaliser une

préparation semblable sans risquer de créer des contre-dépouilles, néfastes à la réalisation de la restauration. Il est donc nécessaire de préparer les parois avec une certaine obliquité pour pouvoir :

- visualiser l'ensemble de la préparation et donc éviter les contre-dépouilles ;
- réaliser parfaitement et limiter les imprécisions lors des empreintes, pour ainsi effectuer la chaîne laboratoire de prothèse-étapes au fauteuil sans encombres,
- assurer la mise en place complète de l'élément prothétique

Jorgensen ainsi que Kaufman et al, ont mis en évidence qu'une augmentation de la dépouille entraîne une diminution de la rétention <sup>(3)</sup>.

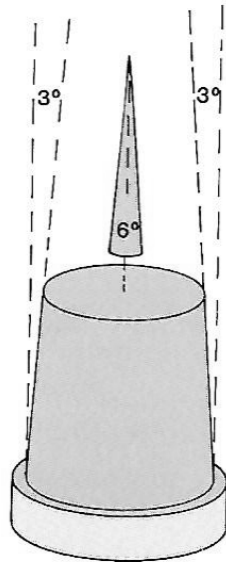


**Figure 1 : Valeur de la rétention en fonction de l'angle de dépouille <sup>(4)</sup>**

Il faut donc trouver le juste milieu entre un excès de préparation et une insuffisance d'obliquité, le premier entraînant en plus une perte de tissus préjudiciable à la résistance du support.

Plus la dépouille sera marquée et plus il y aura d'axes d'insertions et donc de désinsertions possibles.

L'angle de convergence optimal pour une rétention maximale est d'environ 6°, signifiant que les parois axiales de la restauration sont inclinées de 3° par rapport au grand axe de la dent.



**Figure 2: Angle de convergence idéal <sup>(4)</sup>**

Cependant en pratique réelle les valeurs moyennes de dépouille diffèrent des recommandations :

- Noonan JE Jr<sup>1</sup> et Goldfogel MH ont démontré que l'angle de convergence mesuré sur des préparations périphériques totales chez des étudiants de 3<sup>e</sup> et 4<sup>e</sup> année de la faculté dentaire de l'université du Colorado, variait de 15 à 19° <sup>(5)</sup>.
- Sur 355 préparations réalisées par des étudiants en fin de cursus, Aleisa K, Al-Dwairi ZN et coll, ont mesuré une dépouille moyenne de 18.56° <sup>(6)</sup>

Il est donc admis que l'angle de convergence idéal est de 16° car il est facilement réalisable cliniquement et permet une rétention satisfaisante <sup>(1) (7)</sup> . Cette valeur est à adapter selon le type dent, comme le propose le tableau ci-dessous :

Arcade	Dents	M/D	V/L	Globale
Maxillaire	Antérieures <sup>1</sup>	10	10	10
	Prémolaires <sup>1</sup>	14	14	14
	Molaires <sup>1</sup>	17	21	19
	Isthme <sup>2</sup>			7
	Boîte <sup>2</sup>			7
Mandibulaire	Antérieures <sup>1</sup>	10	10	10
	Prémolaires <sup>1</sup>	16	12	14
	Molaires <sup>1</sup>	24	20	22
	Isthme <sup>2</sup>			12
	Boîte <sup>2</sup>			12

<sup>1</sup>. Convergence

<sup>2</sup>. Divergence

M/D = mésiodistal

V/L = vestibulolingual

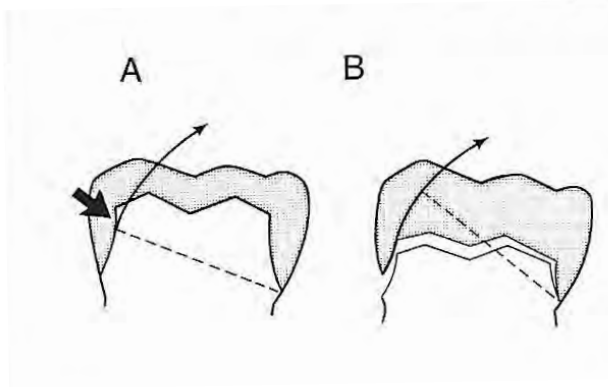
**Figure 3 : Angle de convergence idéal en fonction du type de dent et du plan <sup>(4)</sup>**

Cependant cet angle est estimé seulement par un contrôle visuel lors de la préparation de la dent. Le milieu buccal ne facilite pas cette mesure : les tissus environnants, la position de la dent et son inclinaison limitent la visibilité et donc la possibilité d'une appréciation. Les empreintes numériques et leur exploitation sur un système informatique (tel que le Cerec de chez Sirona) permettent d'observer la préparation sous tous les angles et de contrôler avec des mesures précises les différents paramètres.

### 1.1.2. Hauteur de préparation

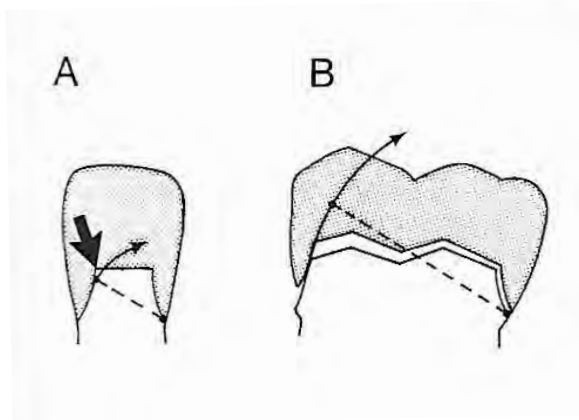
La hauteur de la préparation est le 2<sup>e</sup> facteur important à prendre en compte pour assurer la rétention de l'élément prothétique. Cet élément est aussi fondamental que la mise de dépouille, car la surface de rétention d'une préparation est essentiellement représentée par la totalité des surfaces verticales. Ainsi lors de la préparation il est nécessaire de conserver un maximum de hauteur pour assurer une rétention optimale : plus la préparation sera haute, plus il y aura de surface de scellement disponible et donc meilleure sera la rétention <sup>(8) (2) (9)</sup>

Une hauteur de préparation plus importante limite aussi le nombre d'axes de désinsertions possibles de la restauration et augmente donc sa stabilité.



**Figure 4 : Rétention et hauteur de préparation <sup>(10)</sup>**

Si la hauteur de la préparation est faible, elle peut cependant assurer la rétention d'un élément de reconstruction si son diamètre est faible :



**Figure 5 : Rétention et diamètre de préparation <sup>(10)</sup>**

Dans le cas d'une hauteur suffisante, plus le diamètre sera élevé et plus la rétention sera forte : ceci s'explique par une surface de rétention plus grande. Ainsi les molaires assurent une meilleure rétention que les dents antérieures et les prémolaires.

Pour une préparation identique, la rétention de la restauration est meilleure lorsque l'épaisseur de la restauration est faible.

Lorsque la hauteur est insuffisante, il est possible d'adjoindre à la préparation des artifices de rétention tels que les boîtes, les rainures, ou les puits dentinaires, ceci dans une certaine mesure, car ils nécessitent une suppression de tissus irréversible et donc préjudiciable à la dent support.



### 1.1.3. Ancrage radiculaire

Si la perte de substance de la couronne clinique est trop importante en raison de la suppression des tissus cariés, de la mise en forme des lésions carieuses, ou de la dépose des anciennes restaurations, une reconstitution corono-radicaire peut être nécessaire.

En effet, il faudra passer par la reconstruction d'une « base » coronaire de forme respectant les précédents principes afin d'obtenir une rétention suffisante pour la restauration<sup>(11)</sup>. Cette reconstitution passe le plus souvent par la réalisation d'un inlay-core : lorsque les parois camérales restantes sont trop fragiles ou totalement absentes, une reconstitution coronaire est réalisée, laquelle est ancrée dans la racine par un tenon. Cela nécessite une mise en forme de la racine pour assurer la rétention de l'ancrage, et implique donc obligatoirement que la dent soit dévitalisée.

Dans des cas de grosses pertes de substances, la chambre camérale est en général atteinte et la dent nécessite donc d'être dépulpée. Ce type de reconstitution est invasif, et son indication doit être dûment réfléchi. La réintervention est limitée en cas de besoin, car il existe de gros risques à la dépose de l'ancrage radiculaire (fêlures, fractures) et l'issue est souvent fatale pour la dent. Les échecs sont en grande partie dus à des fractures radiculaires qui se concluent par l'avulsion de la dent.

Une autre technique impliquant des tenons dentinaires était auparavant préconisée, s'appuyant sur le fait qu'elle pouvait éviter une destruction trop importante des tissus dentinaires en préservant la vitalité pulpaire, mais cette technique est aujourd'hui abandonnée. De même que les couronnes Richmond : sur ce type de restauration, la couronne est solidaire du tenon. Elles ne sont aujourd'hui utilisées que lorsque l'espace prothétique est faible et que la reconstitution unitaire nécessite un ancrage. Cette couronne-tenon en un seul bloc entraîne des risques de fractures radiculaires importants du fait que toutes les forces y sont directement transmises.

## 1.2. Stabilisation mécanique

### 1.2.1. Stabilisation

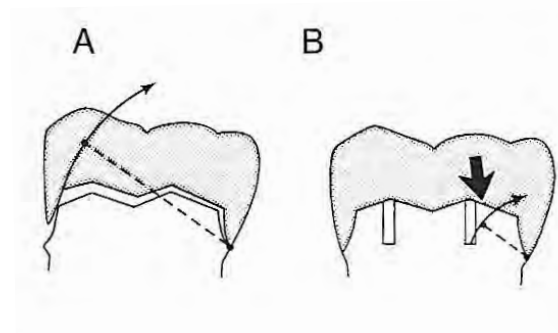
La stabilisation est la force qui s'oppose à la mobilisation de la reconstruction prothétique par des forces de direction horizontale. Elles interviennent lors de la mastication par contact dento-dentaire, et lors de la déglutition par contact avec les muscles et les tissus mous mobilisés. L'objectif est donc de limiter les mouvements de bascule et de rotation autour de la dent support.

La rétention et la stabilisation étant étroitement liées, l'application des impératifs précédemment détaillés peut suffire à assurer l'immobilité de la prothèse. Le cas idéal se présente lorsque des parois de hauteurs correctes s'opposent avec un minimum de convergence.

Cependant si la dent nécessite une reconstruction prothétique c'est qu'elle présente, en général, une atteinte de son intégrité : une hauteur insuffisante, une dépouille trop marquée, ou encore des parois manquantes. L'adjonction d'artifices de préparation est un moyen d'augmenter la stabilisation : l'objectif étant toujours de limiter au maximum le nombre d'axes d'insertions pour idéalement n'en avoir qu'un seul. Ces artifices comprennent : les puits, les boîtes, les rainures et les cannelures. Ils impliquent une préparation additionnelle de la dent support, soit un délabrement irréversible : il faut donc limiter leur utilisation au strict nécessaire. Ils sont par contre indispensables pour les préparations partielles.

- Les puits

Les puits sont réalisés sur la face occlusale de la préparation. Étroits et profonds, ils permettent d'augmenter considérablement la rétention de la restauration. De plus ils limitent le bras de levier déstabilisant la prothèse et améliorent donc sa stabilité.



**Figure 6 : Rétention et création de puits <sup>(10)</sup>**

Leur profondeur doit être limitée en fonction de la proximité pulpaire. De plus leur diamètre ne doit pas être trop faible, sinon le praticien sera dans l'impossibilité d'enregistrer correctement cet espace lors de l'étape des empreintes.

- Les boîtes

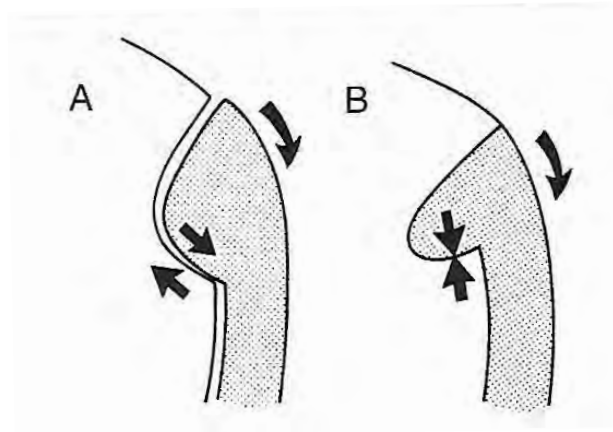
De forme parallélépipédique, les boîtes suivent l'axe d'insertion de la prothèse. Elles doivent respecter le principe de dépouille des faces axiales. Les boîtes sont soit créées lors du curetage d'une lésion carieuse, soit exploitées lors de la dépose d'une obturation préexistante. Elles ne doivent pas concerner de face intacte sous peine d'être trop délabrantes, leur aménagement étant moins économe que les autres artifices. De plus elles ne peuvent se situer qu'entre des parois saines.

La force de rétention est augmentée par la présence de boîtes, car elles augmentent la surface de scellement. Elles participent surtout à la stabilisation de la prothèse :

- elles empêchent les mouvements vestibulo-linguaux en se situant en proximal
- elles empêchent les mouvements mésio-distaux en se situant en vestibulo-lingual

- Les rainures et les cannelures

De forme triangulaire pour les rainures ou arrondie pour les cannelures, elles respectent l'axe d'insertion de la restauration. Les parois de la rainure doivent être précises, et au moins une de ces parois doit être perpendiculaire aux forces de rotation afin d'y lutter efficacement.



**Figure 7 : Rotation et forme de rainure <sup>(10)</sup>**

Les rainures et cannelures peuvent être mésiales, distales, voire occlusales, selon le type de restauration prévue.

### 1.2.2. Sustentation

La sustentation est la force qui s'oppose à l'enfoncement de la reconstitution. Elle est réalisée par la dent support elle-même.

Dans le cas de préparation pour reconstitutions internes telles que l'inlay, si la dent est de faible dimension vestibulo-linguale ou si l'obturation nécessite une certaine largeur, un effet de coin se produit et peut entraîner la fracture des cuspidés sous l'action des forces occlusales. Pour augmenter la résistance de la dent support les cuspidés nécessitent d'être recouvertes : l'indication des reconstitutions telles que les onlays MOD trouve alors tout son intérêt <sup>(12)</sup>.

### 1.3. Aménagement de l'espace prothétique

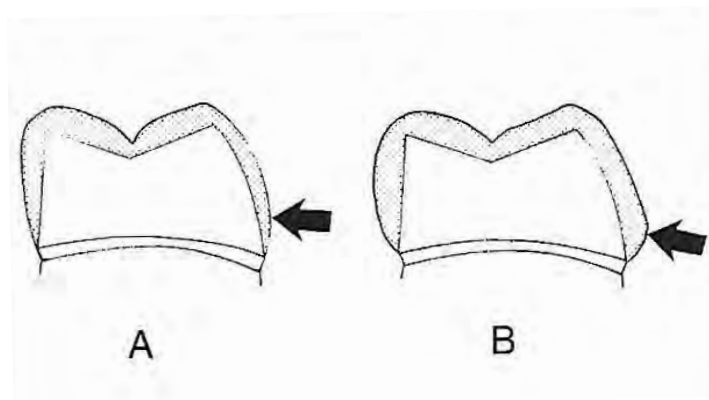
L'objectif principal d'une préparation qu'elle soit interne ou périphérique est d'aménager un espace sur la dent support pour y placer une restauration prothétique, espace qui doit être suffisant pour ménager une épaisseur correcte de matériau et assurer l'intégration fonctionnelle et esthétique de cette restauration.

#### 1.3.1. Réduction axiale

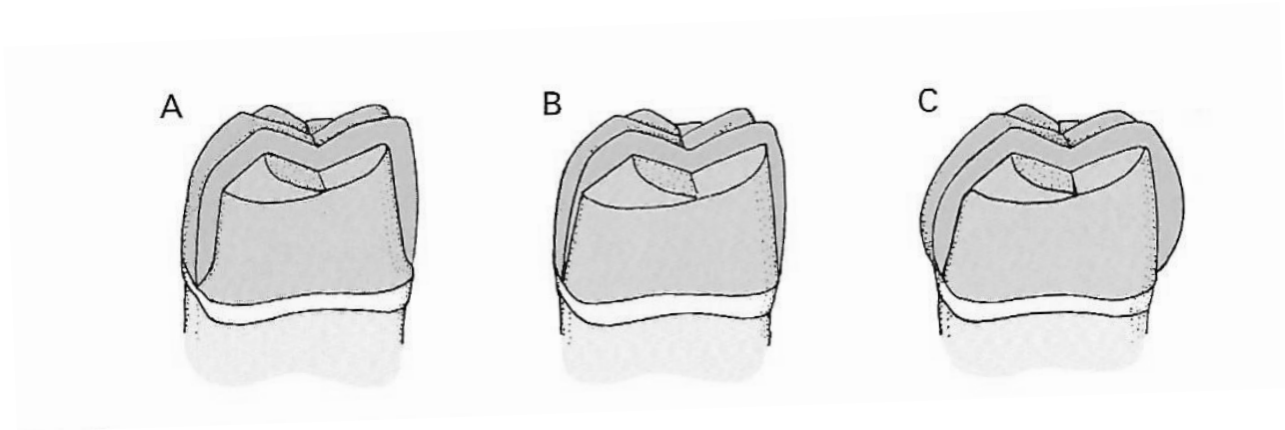
La réduction des faces axiales doit correspondre à l'épaisseur nécessaire du matériau composant la reconstitution prothétique.

Dans le cas d'une préparation insuffisante, si le prothésiste respecte l'épaisseur de matériau nécessaire à sa résistance, il risque de créer des surcontours. Une étude menée par Weisgold a mis en évidence la mauvaise intégration parodontale qui en résulte : le surcontour entraîne une inflammation gingivale, accompagné soit de récession dans le cas d'un parodonte fin, soit de poches parodontales dans le cas d'un parodonte épais <sup>(13)</sup>.

À l'inverse si le prothésiste respecte les dimensions optimales de la dent, le matériau risque d'être en épaisseur trop fine, le rendant fragile et compliquant son élaboration.



**Figure 8 : Réduction axiale et surcontours <sup>(10)</sup>**



**Figure 9 : Comparaison entre réduction axiale idéale (A) et insuffisante (B et C)<sup>(4)</sup>**

Une préparation excessive signifie une perte de tissus préjudiciable à la dent support et diminue considérablement sa stabilité en augmentant le nombre d'axes d'insertions et de désinsertions de l'élément prothétique.

### 1.3.2. Réduction occlusale

Lors de la préparation, une réduction minimale de la surface occlusale doit être respectée pour aménager un espace appelé espace prothétique, équivalent à l'épaisseur du matériau de la reconstitution. Cette épaisseur varie selon le type de matériau de reconstruction : elle va de 0.8 mm pour les couronnes métalliques coulées jusqu'à 2mm pour les couronnes céramo-céramiques.

Pour une dent correctement placée sur l'arcade la réduction doit être homothétique : cela signifie qu'elle doit être semblable sur l'ensemble de la surface qui sera recouverte par la restauration. Si la dent est en malposition, une réduction homothétique n'est pas nécessaire, car l'écart avec l'antagoniste peut laisser naturellement un espace suffisant pour la restauration.

Comme pour la réduction des faces axiales, si la réduction occlusale est insuffisante elle risque d'entraîner une épaisseur trop fine de matériau limitant sa solidité. Le prothésiste sera en difficulté pour respecter cette épaisseur sans créer de surépaisseur qui déséquilibrerait l'occlusion.

Un retrait de substance trop important en occlusal a un effet néfaste sur le potentiel de rétention de la dent support en abaissant la surface totale de rétention (qui est égale à la surface axiale totale).

### 1.3.3. Chanfrein des cuspides d'appuis

Les cuspides linguales des dents maxillaires et les cuspides vestibulaires des dents mandibulaires sont désignées cuspides d'appuis. Elles doivent supporter d'intenses contraintes sous l'action des forces occlusales. Ainsi, un espace correspondant à l'épaisseur de matériau nécessaire pour y résister doit être aménagé lors de la préparation de ces cuspides sous forme d'un chanfrein.

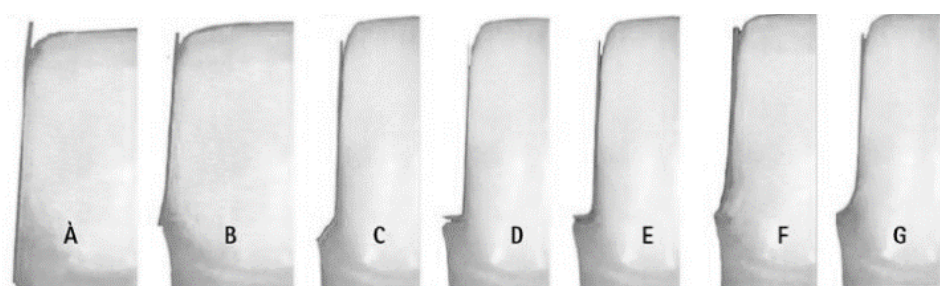
Le non-respect de cette préparation risque d'entraîner :

- une surépaisseur de matériau pour assurer sa résistance, et donc une suroclusion
- une insuffisance de matériau augmentant sa fragilité, ce qui rend possible les perforations voire les fractures de la restauration
- une mise de dépouille excessive lors de la préparation pour contrecarrer le manque d'épaisseur du matériau, impliquant une perte de tissus irréversible et abaissant la stabilité de la restauration.

### 1.4. Limites de préparation

Les lignes de finition des préparations doivent être précises pour que l'adaptation de la reconstitution soit correcte et permette son intégration dans l'environnement buccal. Le type ainsi que le niveau de ces limites conditionnent le volume du matériau en périphérie de la prothèse.

#### 1.4.1. Types de limites



Différents types de limite cervicale.

A: La mise de dépouille

B: La trace

C: Épaulement à 135°

D: Épaulement à 90°

E: Épaulement droit à angle interne arrondi

F: Congé quart d'ovale

G: Congé quart de rond

**Figure 10 : Types de limites cervicales<sup>(14)</sup>**

- Limites simples :
  - o simple dépouille : la surface préparée est quasiment parallèle à l'axe d'insertion.
  - o trace : elle est un peu plus marquée de la simple dépouille
  
- Épaulement
  - o Large méplat qui favorise la résistance des matériaux aux contraintes occlusales, avec un angle interne de 90°
  - o Il implique un retrait important de tissus dentaires et n'est donc pas économe
  - o Il augmente le risque de fracture en concentrant les forces vers la dent par cet angle interne de 90°.
  - o Variante : l'épaulement chanfreiné : arrête vive périphérique supprimée par la réalisation d'un chanfrein. Il permet d'augmenter la hauteur de la préparation et améliore donc la rétention.
  
- Congé
  - o C'est la limite de choix, la plus utilisée en pratique
  - o De forme ronde ou ovale
  - o Il permet une meilleure répartition des contraintes comparée aux autres types de limites, ainsi qu'un meilleur écoulement du ciment lors de la mise en place de l'élément prothétique.

#### 1.4.2. Niveau de préparation

La limite est la transition entre la partie préparée et la partie non préparée de la dent, et sa situation dépend de différents éléments pris en compte à l'issue de l'examen clinique, comme les matériaux utilisés, les impératifs esthétiques et le biotype parodontal.

- Limite supra gingivale :

La limite se trouve au-dessus de la gencive. Elle permet un accès complet au bord prothétique et donc un contrôle visuel direct par le praticien, ainsi qu'un nettoyage aisé de cette zone par le patient. Elle est intéressante en cas de parodontopathie pour faciliter l'hygiène à ce niveau et, en présence de fortes récessions pour éviter une préparation trop importante de la couronne clinique, inesthétique et très délabrante.

Elle réduit cependant la hauteur de préparation et diminue la force de rétention de l'élément prothétique. Elle laisse apparent un bandeau de dent non préparée sensible à la reprise carieuse et elle est donc contre-indiquée si le risque carieux est élevé.

- Limite juxtagingivale :

Le bord prothétique est au même niveau que le bord gingival : l'accès pour le nettoyage est toujours envisageable grâce à l'espace sulculaire. La réalisation de ce type de limite présente des risques : la difficulté de contrôler cette zone étant accrue, il est possible qu'un surcontour, une marche ou même un hiatus résulte d'une mauvaise adaptation de l'élément prothétique. Cela favorise la retenue de bactéries et le nettoyage étant plus exigeant que dans une situation supra-gingivale, des manifestations telles qu'une inflammation gingivale voire une dénudation radiculaire peuvent se présenter.

- Limite intrasulculaire :

La limite de préparation descend dans le sulcus. La hauteur de préparation est donc maximale, favorisant la rétention de l'élément prothétique. Le risque de reprise carieuse est limité, et le résultat esthétique est maximal surtout sur les dents antérieures.

Néanmoins, la difficulté du contrôle de l'adaptation marginale est accrue et la réalisation de ce type de limite nécessite une certaine maîtrise des gestes cliniques à chaque étape de sa préparation : le fraisage, l'empreinte, et le scellement doivent être parfaitement contrôlés pour ne pas nuire à l'espace biologique. Une atteinte de cet espace a pour conséquence une mauvaise adaptation des tissus mous en contact avec la reconstitution avec des signes tels qu'une inflammation gingivale, une dénudation radiculaire.

Le maintien d'un milieu protégé et étanche à toute humidité apportée par la salive ou le liquide sulculaire est impossible à gérer lorsque la limite descend dans le sulcus. Cela complique donc la possibilité de réaliser un collage durable.



## II - Évolution

### 2.1. Des matériaux

#### 2.1.1. Métaux

Les premières traces de médecine dentaire instrumentale datent d'environ 2500 ans avant J-C. Elles ont mis en évidence l'utilisation des métaux avec la découverte de deux dents attachées par un fil d'or à Gizeh en Égypte.

Depuis les progrès technologiques ont permis le développement de la prothèse au fil des siècles, et c'est à partir de la fin du XIX<sup>e</sup> siècle qu'apparaissent les alliages métalliques avec la fin de l'empirisme et l'amélioration des connaissances scientifiques.

Les premières restaurations coronaires métalliques avaient une durée de vie estimée entre 15 et 20 ans <sup>(15)</sup>.

En parallèle avec le développement des céramiques sont apparues les couronnes céramo-métalliques, alliant la résistance mécanique de l'alliage métallique à l'esthétisme du recouvrement en céramique.

Il y a trois sortes d'alliages utilisés :

##### 2.1.1.1. Alliages précieux

Ce sont des alliages dont les composants principaux sont des métaux précieux tels que : l'or (Or), ou les éléments issus de la mine du platine : platine (Pt), palladium (Pd), iridium (Ir), osmium (Os), rhodium (Rh) et ruthénium (Ru).

D'autres composants sont utilisés et sélectionnés en fonction de leurs propriétés, selon que l'alliage aura vocation à réaliser une prothèse métallique ou céramo-métallique.

Leur classification est faite selon leur carat : c'est la proportion massique de métal précieux entrant dans la composition de l'alliage. Un carat est égal à un vingt-quatrième de la masse totale de l'alliage. Il est plus convenable aujourd'hui d'utiliser le titre ou teneur : il donne la composition en millième de la masse totale. Cette précision est nécessaire, car une présence aussi minime d'un composant influence les propriétés finales de l'alliage.

#### 2.1.1.1.1. Propriétés physiques et mécaniques :

Les propriétés physiques et mécaniques des alliages précieux varient en fonction des composants présents.

D'une manière générale ces alliages sont ductiles : cela signifie qu'ils se déforment sans fracture. Leur dureté Vickers s'étend de 40 à 330 HVN selon leur composition.

Leur module d'élasticité quant à lui varie de 80 à 130 GPa : cela correspond à la rigidité du titane et des alliages de titane, mais il est nettement inférieur à celui des alliages non précieux.

Plus la proportion d'or est importante, plus le module d'élasticité et la résistance à la fracture augmentent. L'or concède une grande ductilité à l'alliage, ce qui permet par exemple une adaptation parfaite des restaurations en or aux parois dentaires lorsqu'un brunissage est effectué. Pour augmenter la rigidité de l'alliage des composants tels que le cuivre, le platine ou le palladium sont ajoutés. Cette rigidité a pour intérêt de permettre une réduction de l'épaisseur des restaurations métalliques, que ce soit les châssis en prothèse amovible partielle ou les chapes en prothèse conjointe. Cette épaisseur sera cependant supérieure à celle des restaurations en alliage non précieux.

#### 2.1.1.1.2. Propriétés thermiques :

Le coefficient d'expansion thermique se situe aux alentours de  $13$  à  $15,7 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  pour les alliages d'or, ce qui est nettement plus important que pour la dentine ( $8,4 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ) ou l'émail ( $11,2 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ) : ils se dilatent plus que les tissus dentaires sous l'effet de la chaleur, créant des interfaces entre la restauration et la dent.

L'intervalle de fusion des alliages précieux est de  $900$  à  $1100^{\circ}\text{C}$ . Pour ceux destinés aux restaurations céramo-métalliques, des adjuvants tels que le palladium et le platine sont ajoutés à l'alliage pour élever cet intervalle de fusion. Les différents cycles de cuisson de la céramique risquent d'altérer les propriétés de l'alliage, il est donc nécessaire d'avoir un intervalle allant de  $1150$  à  $1300^{\circ}\text{C}$ .

#### 2.1.1.1.3. Liaison céramo-métallique :

La liaison d'un alliage métallique à la céramique se fait par l'intermédiaire d'une couche d'oxydes de surface. Les alliages précieux ne possèdent pas naturellement cette couche : il faut donc leur adjoindre des éléments en faible quantité tels que l'indium, le gallium, ou l'étain pour voir apparaître une couche d'oxydes.

#### 2.1.1.1.4. Corrosion

La corrodabilité des alliages précieux dépend de la proportion de métaux précieux qu'ils contiennent : d'une manière générale, plus elle est importante plus ils sont résistants à la corrosion.

L'adjonction d'éléments mineurs dans la composition de l'alliage dans le but de modifier leurs propriétés physiques et chimiques influence donc leur potentiel de corrodabilité.

#### 2.1.1.1.5. Biocompatibilité :

La biocompatibilité est la propriété d'un matériau à agir avec une réponse appropriée de l'hôte dans une application spécifique. Cette réponse pour les alliages métalliques est l'absence de toxicité : l'alliage métallique ne doit pas entraîner de réaction inflammatoire ou immunitaire.

La toxicité d'un élément métallique n'est pas suffisante pour décrire la biotoxicité de l'alliage dont il fait partie : les interactions avec les autres éléments et le milieu dans lequel ils se trouvent influencent le résultat final.

Aussi, les ions sont responsables de la toxicité de par la facilité dont ils interagissent avec les éléments du cycle cellulaire ; ils sont plus toxiques que les métaux. C'est la corrosion qui entraîne la libération d'ions : la toxicité des alliages est donc fortement dépendante de leur résistance à la corrosion.

D'une manière générale, seuls les métaux non nobles se solubilisent et entraînent des effets néfastes tels que le cuivre ou le zinc <sup>(16)</sup>. A contrario, les métaux précieux tels que l'or ou le palladium n'entraînent que très peu d'effets toxiques. <sup>(17)</sup>

#### 2.1.1.2. Alliages non précieux

Avec la flambée de l'or des années 1970, de nouveaux alliages à bases de métaux non précieux sont apparus sur le marché. Leur faible coût et leurs excellentes propriétés mécaniques ont permis la démocratisation de leur utilisation, jusqu'à la dentisterie.

Il existe 2 classes principales d'alliages non précieux :

- les alliages nickel-chrome : appelés également « superalliages », sont composés en majorité de nickel (de 60 à 80%) ainsi que de chrome (de 10 à 25%). Ils peuvent contenir d'autres éléments tels que de l'aluminium (Al), du carbone (C), du bore (B), du molybdène (Mo), du silicium (Si) ;

- les alliages cobalt-chrome : appelés également « stellites », sont composés soit de cobalt et de chrome, soit de cobalt, chrome et de molybdène, soit de cobalt, chrome, nickel et

molybdène. D'autres éléments peuvent être retrouvés dans leur composition, modifiant ainsi leurs propriétés.

#### 2.1.1.2.1. Propriétés physiques et mécaniques

Les alliages nickel-chrome ont une dureté Vickers allant de 210 à 380 HVN selon leur composition. Leur module d'élasticité s'étend de 145 à 220 GPa.

Les alliages cobalt-chrome ont quant à eux une dureté Vickers de 330 à 465 HVN, ainsi qu'un module d'élasticité de 145 à 220 GPa.

Cette rigidité très élevée permet de minimaliser l'épaisseur de l'alliage, et donc de réaliser en prothèse amovible des châssis métalliques fins et très résistants.

#### 2.1.1.2.2. Propriétés thermiques

L'intervalle de fusion est compris entre 940 et 1430°C pour les alliages nickel-chrome, et entre 1250 et 1500°C pour les alliages cobalt-chrome.

Le coefficient d'expansion thermique des alliages précieux est comparable à celui des alliages précieux et donc largement supérieur à celui de la dentine, créant des interfaces entre le matériau et la dent.

Cependant l'utilisation des mêmes céramiques pour les alliages précieux et non précieux est possible.

#### 2.1.1.2.3. Liaison céramo – métallique

Certains éléments contenus dans les alliages non précieux, comme le nickel, le chrome ou encore le béryllium donnent des oxydes lors du dégazage de l'alliage, facilitant ainsi la liaison à la céramique.

L'application d'un bonding peut s'avérer nécessaire pour augmenter la force de liaison de la céramique à l'alliage.

#### 2.1.1.2.4. Corrosion

Dans les deux types d'alliages non précieux, le chrome est responsable d'une bonne résistance au ternissement et à la corrosion.

Le molybdène augmente la résistance à la corrosion dans des milieux contenant des chlorures, tel que la salive<sup>(18)</sup>.

#### 2.1.1.2.5. Biocompatibilité

Un alliage comprenant au minimum 20 % de chrome est considéré comme stable en milieu buccal, car leur potentiel de corrodabilité est limité.

Les cas d'allergies attribuées aux alliages dentaires non précieux sont rares<sup>(19)</sup> et de diagnostic difficile<sup>(20)</sup>. La présence de ces allergies dues au simple contact permanent d'une couronne à base nickel avec les liquides oraux est controversée dans la littérature<sup>(21)</sup>. Des mécanismes de sensibilisation primaire notamment par contact non dentaire seraient à l'origine d'hypersensibilités au nickel.

#### 2.1.1.3. Alliages titane

Le titane ainsi que ses alliages se sont imposés dans toutes les industries de par ses propriétés physiques et mécaniques. Son apparition dans le monde médical notamment en odontologie est plus récente et est due à son excellente biocompatibilité.

Au départ utilisé en implantologie, on le retrouve aujourd'hui en endodontie, en orthopédie dento-faciale ainsi que de façon moins courante en prothèse fixée. Il est soit pur (TCP ou Ti-cp pour Titane-commercialement pur), soit allié.

Le titane pur est en réalité un alliage de titane et d'oxygène, retrouvé au maximum à 0.35% de la composition.

Les alliages de titane peuvent contenir de l'aluminium, du vanadium, du palladium, du nickel ou du cuivre. Les propriétés sont donc modifiées à souhait fonction de l'application voulue.

##### 2.1.1.3.1. Propriétés physiques et mécaniques

Le titane a une faible masse volumique ( $4.51 \text{ g/cm}^3$ ) comparée aux alliages non précieux (entre 8 et  $8.5 \text{ g/cm}^3$ ). Ceci à deux intérêts :

- la radiotransparence : le contrôle carieux sous une restauration scellée est possible sans avoir à la déposer ;
- le poids des restaurations : il est divisé par deux par rapport aux alliages non précieux, et jusqu'à quatre pour les alliages précieux.

#### 2.1.1.3.2. Propriétés thermiques

La température de fusion du titane varie de 1660°C à 1720°C selon son degré de pureté. La mise en forme du titane nécessite donc des méthodes particulières et spécifiques pour permettre son utilisation.

Le coefficient de dilatation thermique du titane est de  $8.5.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  et est donc comparable à celui de la dentine ( $8.4.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ) : lors des variations de température in vivo il n'y aura pas de perte d'herméticité entre la restauration et les tissus dentaires.

Cependant cela implique l'utilisation de céramiques particulières adaptées au coefficient du titane pour les restaurations céramo-métalliques.

La conductibilité thermique du titane est faible : elle est comprise entre celle des alliages non précieux et des alliages précieux. Cette propriété est favorable pour la réalisation de couronne sur dents vivantes, en limitant les phénomènes d'irritations pulpaire lors des variations de température buccale.

#### 2.1.1.3.3. Liaison céramo-métallique

La qualité de la liaison entre la céramique et le titane dépend de la couche d'oxyde qui se forme lors de la cuisson du titane. Dès 900°C, se forme en surface du titane une couche d'oxyde épaisse et peu adhérente : la liaison avec la céramique ne peut s'effectuer de façon solide et durable.

Il faut donc utiliser des céramiques spécifiques appelées céramiques basses fusion pour la TCM.

#### 2.1.1.3.4. Corrosion

Au simple contact de l'air ou de la salive, le titane se recouvre d'une couche de passivation, barrière protectrice très efficace contre les agressions chimiques extérieures<sup>(22)</sup>. Cette couche est très stable et se reforme instantanément si elle est enlevée.

Seules la rugosité de surface<sup>(23)</sup> ainsi que la présence de fluorures<sup>(24)</sup> dans le milieu buccal peuvent diminuer la résistance à la corrosion du titane.

#### 2.1.1.3.5. Biocompatibilité

Selon les données actuelles connues, le titane ne possède pas d'effets mutagènes ou cancérogènes sur son hôte<sup>(25)</sup>. Aucun effet nocif n'a pu être mis en évidence, même avec une diffusion du titane dans les tissus comme le montrent les colorations qu'on peut retrouver autour de certains implants au niveau des tissus mous environnants.

De plus le titane est présent dans notre alimentation : nous en absorbons et éliminons environ 750 µg/jour.

Aujourd'hui, les doléances esthétiques des patients étant croissantes, le métal tend à disparaître de la bouche.

Les techniques céramo-métalliques ont permis d'allier résistances mécanique et esthétique. Elles ont rapidement évolué jusqu'à obtenir des résultats satisfaisants et occupent toujours une place importante de l'arsenal thérapeutique.

Pour ces techniques de céramo-métallique un espace important est nécessaire à la réalisation de la stratification des céramiques esthétiques, ce qui implique un aménagement et donc une perte importante des tissus dentaires. De plus l'aspect visuel reste non naturel du fait de l'application d'une céramique opaque pour masquer le métal.

Cependant, avec l'évolution des résines composites et des céramiques, l'esthétique dentaire a franchi un cap : le rendu espéré tend à mimer le naturel si bien qu'il est parfois très difficile de différencier le vrai du faux. Une excellente transmission lumineuse est obtenue avec certaines céramiques donnant un aspect de plus en plus naturel.

L'esthétique n'est pas le seul critère responsable : la dimension biologique intervient aussi et accentue l'orientation de la dentisterie moderne vers une dentisterie qui utilise de moins en moins les métaux, au profit de matériau dont on connaît pourtant peu les incidences à l'heure actuelle.

## 2.1.2. Céramiques

### 2.1.2.1. Historique

Les origines de la céramique remontent au néolithique avec l'essor de la poterie. « Keramos » signifie argile, terre à poterie, et désigne l'art de modeler l'argile et de fixer ses formes par la cuisson. Les Chinois ont fait évoluer ce procédé pour réaliser de la porcelaine à partir de kaolin, de silice et de feldspath.

L'apparition de la céramique en dentisterie date de 1774, lorsqu'un apothicaire du nom d'Alexis Duchateau eut l'idée de remplacer l'ivoire des prothèses par de la porcelaine.

En 1886, Land mit au point la première couronne Jacket, ancêtre des systèmes tout céramiques.

C'est seulement en 1960 que les prothèses céramo-métalliques firent leur apparition grâce à Weinstein, Howard et Klein, au départ sur les alliages précieux puis peu de temps après sur les alliages non précieux.

Le développement des techniques de conception-fabrication et l'apparition de nouvelles céramiques ont permis l'évolution des systèmes tout céramique et de leurs indications à la plupart des situations cliniques.

### 2.1.2.2. Définition

Les céramiques sont des matériaux non métalliques, non organiques, composées majoritairement d'oxydes, de carbures, de nitrure et de borures. Elles sont issues d'une consolidation thermique d'un mélange de poudres, et présentent des liaisons chimiques fortes de type covalente ou ionique <sup>(26)</sup>.

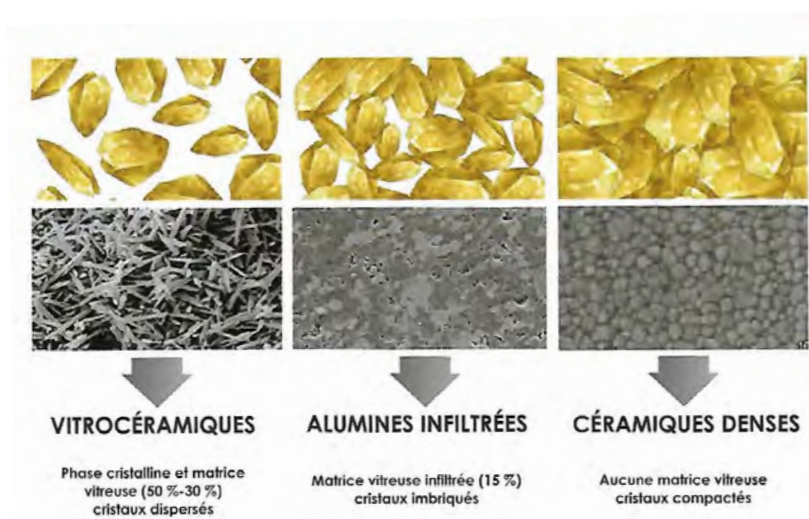
En réalité une céramique est un système qui associe un matériau et un procédé de fabrication.

En grande majorité les céramiques sont constituées de deux phases distinctes : une phase vitreuse : la matrice, désordonnée, et une phase cristalline, dispersée et ordonnée <sup>(27)</sup>. C'est cette phase cristalline dispersée qui confère les propriétés de résistance et de dureté aux céramiques et qui les diffèrent des verres. La phase vitreuse, lorsqu'elle est présente, confère les qualités optiques de la céramique.

### 2.1.2.3. Classification

La classification la plus courante et la plus pertinente cliniquement est fonction de leur microstructure et de leur composition chimique. Cette classification distingue trois familles de céramiques :

- les vitrocéramiques : composées de deux phases distinctes, avec des particules cristallines dispersées dans une phase vitreuse.
- les céramiques infiltrées : une phase vitreuse est infiltrée dans une infrastructure cristalline poreuse préalablement frittée
- les céramiques polycristallines : composées essentiellement de cristaux sans phase vitreuse.



**Figure 11 : Les trois familles de céramiques <sup>(28)</sup>**

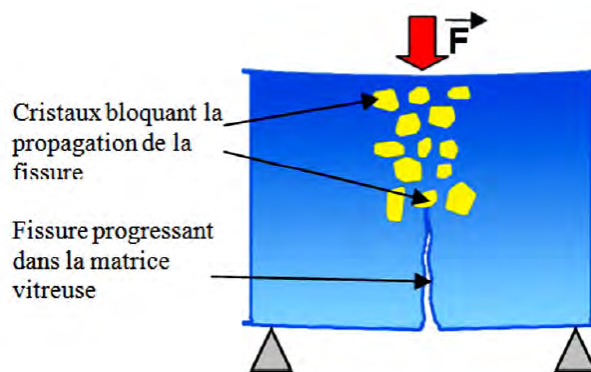


### 2.1.2.3.1. Les vitrocéramiques

Les vitrocéramiques sont formées à partir de verres qui sont traités thermiquement pour obtenir une cristallisation partielle. Elles sont donc composées de deux phases distinctes :

- une phase amorphe de verres précurseurs : la matrice vitreuse
- et une phase cristalline dispersée.

Le traitement thermique de cristallisation fait apparaître à l'intérieur de la phase vitreuse des cristaux, responsable des principales propriétés mécaniques de la céramique. En effet, les cristaux ralentissent la propagation des fissures par la création de nombreuses interfaces verres/cristaux.



**Figure 12 : Céramique et propagation de fissure <sup>(29)</sup>**

Plusieurs classes de vitrocéramiques sont différenciées en fonction de leur composition chimique.

#### 2.1.2.3.1.1. Les céramiques feldspathiques

##### 2.1.2.3.1.1.1. Composition et propriétés

Elles sont composées d'oxydes principaux :

- oxydes de silicium ( $\text{SiO}_2$ ) : retrouvés de 55 à 78% dans la phase vitreuse et la phase cristalline
- oxydes d'aluminium ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) : retrouvés à moins de 10% dans la phase vitreuse.

Ils ont pour rôle d'augmenter la température de cuisson, la tension superficielle, la résistance mécanique et la rétraction après frittage.

Des oxydes alcalins modificateurs tels que : l'oxyde de sodium ( $\text{Na}_2\text{O}$ ), oxyde de potassium ( $\text{K}_2\text{O}$ ) et oxyde de lithium ( $\text{Li}_2\text{O}$ ) sont aussi retrouvés en quantité moindre. Leur rôle est

d'abaisser la température de ramollissement, la tension superficielle et la viscosité, et d'augmenter le coefficient de dilatation thermique en dessous de la température de transition vitreuse.

D'autres oxydes, désignés comme mineurs, peuvent être ajoutés au matériau pour leur pouvoir opacifiant, colorant ou fondant.

La résistance mécanique des céramiques feldspathiques est faible et varie de 90 à 100 MPa. C'est pourquoi des céramiques renforcées ont fait leur apparition, grâce à l'adjonction de différents types de cristaux.

#### 2.1.2.3.1.1.2. Applications

En raison de leur faible résistance mécanique, les céramiques feldspathiques sont principalement utilisées comme céramique de stratification (ou céramique d'émaillage) sur une infrastructure plus résistante, métallique ou céramique. La phase vitreuse lui confère ses qualités optiques. Elles sont parfois utilisées seules pour la réalisation de facettes pelliculaires sans armature.

#### 2.1.2.3.1.2. Les céramiques feldspathiques renforcées

##### 2.1.2.3.1.2.1. À la leucite

##### 2.1.2.3.1.2.1.1. Composition et propriétés

Les céramiques feldspathiques renforcées à la leucite sont composées des mêmes oxydes principaux : oxyde de silicium ( $\text{SiO}_2$ ) et oxyde d'aluminium ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ). Leur proportion ne varie que très légèrement (respectivement 62% et 19%). À cette composition sont adjoint des cristaux de leucite ( $\text{K}_2\text{O Al}_2\text{O}_3 4\text{SiO}_2$ ), dispersés dans la matrice vitreuse.

La résistance mécanique de ces vitrocéramiques augmente légèrement par rapport aux feldspathiques simples, jusqu'à 117 MPa environ.

#### 2.1.2.3.1.2.1.2. Applications

Ces céramiques peuvent être utilisées sous forme pressée pour la réalisation de restaurations tout céramiques, retravaillées dans un second temps pour un rendu plus esthétique soit par un maquillage de la surface, soit en étant recouverte d'une céramique feldspathique.

(exemple de nom commercial : Empress<sup>®</sup> Esthetic de chez Ivoclar Vivadent)

Elles peuvent aussi se présenter sous forme de bloc à usiner par technique de CFAO, pour la réalisation de restaurations prothétiques partielles.

(exemple de nom commercial : Empress<sup>®</sup> CAD de chez Ivoclar Vivadent)

#### 2.1.2.3.1.2.2. Au silicate de lithium et nanocharges de zircon

##### 2.1.2.3.1.2.2.1. Composition et propriétés

À la phase cristalline constituant les céramiques feldspathiques simples sont adjoint des cristaux de silicate de lithium, enrichis en nanocharges de zircon. La résistance mécanique de ces céramiques passe donc à 400 MPa.

L'usinage et le polissage de ces céramiques sont facilités par une épaisseur relativement fine des cristaux, qui varie de 0.6 à 0.8 µm.

#### 2.1.2.3.1.2.2.2. Applications

Actuellement ces céramiques sont uniquement vendues en blocs destinés à l'usinage par technique de CFAO, sous forme cristallisée (exemple de nom commercial : Celtra<sup>™</sup> Duo de chez Dentsply) ou sous forme à cristalliser après usinage (exemple de nom commercial : Suprinity<sup>®</sup> de chez VITA)

#### 2.1.2.3.1.2.3. Au disilicate de lithium

##### 2.1.2.3.1.2.3.1. Composition et propriétés

Des cristaux disilicate de lithium ( $\text{Li}_2\text{O}-2\text{SiO}_2$ ) sont ajoutés à la composition de la céramique feldspathique et représentent environ 70% de leur volume.

La résistance mécanique de ces céramiques s'étend de 360 à 400 MPa.

## 2.1.2.3.1.2.3.2. Applications

Les céramiques à base de disilicate de lithium sont utilisées soit en technique pressée (exemple de nom commercial : IPS e.max® Press) soit en technique de mise en forme par CFAO (exemple de nom commercial : IPS e.max® CAD).

Leur aptitude aisée au collage, leur bonne résistance mécanique ainsi que leur potentiel esthétique en font des restaurations de choix pour les restaurations partielles collées. Une céramique feldspathique peut être appliquée en surface pour un résultat esthétique optimal, notamment pour les restaurations antérieures.

### 2.1.2.3.2. Les céramiques infiltrées

#### 2.1.2.3.2.1. Composition et propriétés

Les céramiques infiltrées sont constituées d'une matrice de cristaux (environ 80%) soit d'alumine ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), de zircon (ZrO<sub>2</sub>), ou de spinelle ( $\text{Al}_2\text{O}_3$  MgO), infiltrée secondairement par une phase vitreuse composée d'oxydes de lanthane ( $\text{La}_2\text{O}_3$ ).

Leur structure majoritairement composée de cristaux confère une très bonne résistance mécanique à ces céramiques qui s'étend de 450 à 750 MPa.

#### 2.1.2.3.2.2. Applications

En raison de leur très bonne résistance mécanique et leur rendu esthétique moyen, ces céramiques étaient principalement indiquées pour la réalisation des infrastructures. (exemple de nom commercial : In-ceram® de chez Vita).

Leur structure principalement cristalline entraîne aussi une diminution de leur aptitude au collage. À cela s'ajoute un protocole de réalisation long et contraignant qui fait qu'elles ne sont plus utilisées en pratique courante aujourd'hui.

### 2.1.2.3.3. Les céramiques polycristallines

#### 2.1.2.3.3.1. Composition et propriétés

Les céramiques polycristallines ont une microstructure exclusivement cristalline, composés soit d'alumine ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), soit de zircon (ZrO<sub>2</sub>). La zircon utilisée pour les restaurations prothétiques est appelée Y-TZP : sa structure est principalement tétragonale, stabilisée par des oxydes d'yttrium ( $\text{Y}_2\text{O}_3$ ).

Cette structure exclusivement cristalline confère à ces céramiques la plus haute résistance mécanique : environ 1000 MPa.

De plus elles possèdent une ténacité élevée : cette propriété se caractérise par un changement de conformation des cristaux afin de bloquer la propagation des fissures.

Elles présentent cependant une mauvaise aptitude au collage, du fait de l'absence de phase vitreuse.

Leurs propriétés optiques sont insuffisantes et elles doivent être recouvertes d'une couche cosmétique pour être utilisées dans les secteurs esthétiques. Mais la liaison entre la zirconie et la couche de céramique cosmétique est fragile et sujette à de nombreuses fractures<sup>(30)</sup>.

#### 2.1.2.3.3.2. Applications

Les céramiques polycristallines sont essentiellement disponibles sous forme de bloc à usiner. Elles trouvent leurs indications dans toutes les infrastructures des restaurations prothétiques, aussi bien pour les couronnes unitaires que les éléments pluraux.

#### 2.1.2.4. Propriétés des céramiques

##### 2.1.2.4.1. Propriétés mécaniques

##### 2.1.2.4.1.1. Résistance

Les céramiques sont dites « fragiles » : elles sont peu résistantes aux contraintes de flexion et de traction. Lorsque les forces sont trop importantes, les céramiques n'ont pas de déformation plastique et se fracturent brutalement.

Les fractures sont initiées au niveau de défauts internes et externes de la céramique et engendrent des fissures qui se propagent et aboutissent à la fracture du matériau<sup>(31)</sup>. Ces défauts dépendent de la technique de conception de la céramique.

En revanche les céramiques possèdent une importante résistance à la compression, variant de 300 à 1000 MPa. Les forces qui entraînent les contraintes de compression varient selon la localisation sur l'arcade, les plus importantes étant dans les secteurs postérieurs (jusqu'à 850 N). Il est donc nécessaire d'utiliser des céramiques à haute résistance à la compression pour les restaurations des secteurs postérieurs<sup>(32)</sup>.

Les forces de compression permettent aussi de fermer les fissures internes au matériau lorsque celui-ci est soutenu. En cas de surplomb important de céramique, des contraintes de flexion s'appliquent et des fractures peuvent apparaître.

#### 2.1.2.4.1.2. Module d'élasticité

Le module d'élasticité des céramiques dites cosmétique varie de 60 à 70 GPa et est donc inférieur ou égal à celui de l'émail qui lui est compris entre 70 et 90 GPa. Pour les céramiques d'infrastructure, le module d'élasticité est plus élevé et varie de 95 à 210 GPa<sup>(31)</sup>.

#### 2.1.2.4.1.3. Ténacité

La ténacité d'un matériau est la capacité à résister à l'apparition, la propagation et l'aboutissement des fissures. Elle dépend de la structure du matériau, et varie de 1 à 10 MPa/m<sup>1/2</sup>.

#### 2.1.2.4.1.4. Fatigue

La résistance à long terme des céramiques est importante, car elle définit leur durée de vie. Des contraintes inférieures à la contrainte de rupture appliquées de façon répétée dans un milieu humide induisent l'apparition de fissures qui peuvent se propager et aboutir à la fracture du matériau. La résistance à la fatigue du matériau désigne donc sa capacité à ralentir la propagation des fissures.

Le milieu buccal favorise ces phénomènes de fatigue : la salive et les forces de mastications en sont les principaux facteurs<sup>(31)</sup>.

#### 2.1.2.4.1.5. Dureté et coefficient d'abrasion

La dureté d'une céramique varie de 120 HVN à 460 HVN, mais cette valeur est peu pertinente pour évaluer les conséquences. En effet, le coefficient d'abrasion des céramiques dépend en majeure partie de leur état de surface : une surface rugueuse sera dangereuse pour l'antagoniste, tandis que le polissage manuel diminue le potentiel abrasif. Un glaçage de surface rend même la céramique moins abrasive qu'une dent naturelle<sup>(31)</sup>.

#### 2.1.2.4.1.6. Facteurs influençant les propriétés mécaniques

#### 2.1.2.4.1.6.1. Taux de porosité

Le taux de porosité des céramiques dépend :

- de leur granulométrie : plus les grains sont fins plus la porosité est faible
- de la technique de mise en forme de la pâte crue : le compactage peut être réalisé par vibration mécanique ou par vibration ultrasonore
- de la cuisson : une cuisson sous vide diminue le taux de porosité

Les blocs de céramiques préfabriqués ont une porosité quasi nulle, leurs propriétés mécaniques sont donc supérieures.

#### 2.1.2.4.1.6.2. Température de cuisson

L'augmentation de la température de cuisson permet la densification du matériau et donc une meilleure résistance mécanique. Cependant passé un certain seuil, il y a un phénomène de dissolution des cristaux dans la matrice vitreuse et donc une baisse des propriétés mécaniques de la céramique. Il en est de même lorsque les cycles de cuissons sont répétés.

#### 2.1.2.4.1.6.3. Contraintes internes

Un coefficient de dilatation thermique différent entre la phase cristalline et la phase vitreuse entraîne des contraintes à l'intérieur même de la céramique. Aussi, lorsqu'une céramique cosmétique recouvre une céramique d'infrastructure, il est important de vérifier que leurs coefficients de dilatation thermique sont proches, au risque d'obtenir des contraintes importantes lors des variations de température.

#### 2.1.2.4.1.6.4. Microstructure

L'augmentation de la proportion de cristaux dans la phase vitreuse et donc des interfaces cristaux/verre entraîne une augmentation de la résistance mécanique du matériau.

#### 2.1.2.4.1.6.5. État de surface

Sous l'effet de contraintes, les irrégularités de surface entraînent l'apparition de fissures qui risquent d'aboutir à long terme à la fracture du matériau. Il est donc nécessaire d'utiliser une glaçure ou de réaliser un glaçage thermique afin d'obturer les pores et les fissures de surface. Ce procédé de glaçage permet d'augmenter la résistance mécanique des céramiques feldspathiques de 400% <sup>(31)</sup>.

#### 2.1.2.4.2. Propriétés physiques

##### 2.1.2.4.2.1. Thermiques

La conductivité thermique des céramiques est de  $0.0.1 \text{ J/s/cm}^2$  : elles sont donc de très bons isolants thermiques. <sup>(33)</sup>

Le coefficient de dilatation thermique varie selon les céramiques, en fonction de leur teneur en oxyde de potassium ( $\text{K}_2\text{O}$ ). Il est important d'utiliser une céramique d'infrastructure et une céramique cosmétique ayant un coefficient de dilatation proche dans les restaurations tout céramique pour éviter tout risque d'éclatement lors des variations de température <sup>(27)</sup>.

##### 2.1.2.4.2.2. Électriques

Les céramiques sont des isolants électriques <sup>(31)</sup>.

##### 2.1.2.4.2.3. Optiques

Les propriétés optiques des céramiques dépendent de leur composition et de leur conception. L'adjonction d'oxydes particuliers, la taille, quantité et répartition des cristaux dans la phase vitreuse, mais aussi l'état de surface, l'épaisseur et le nombre de couches, ainsi que la présence de défauts internes sont des paramètres variables des céramiques.

Il est donc possible de modifier ces paramètres afin que le rendu visuel, dépendant des critères de luminosité, teinte, opacité, opalescence, translucidité, brillance et fluorescence, soit le plus proche possible du naturel.

#### 2.1.2.4.3. Propriétés chimiques

Les céramiques sont chimiquement stables : elles ne subissent pas de corrosion, hormis par l'acide fluorhydrique. Elles ont une excellente biocompatibilité <sup>(34)</sup>.



## 2.2. Des systèmes d'assemblage

### 2.2.1. Historique

L'assemblage d'une reconstitution prothétique sur son support dentaire est une des étapes importantes qui conditionne la réussite du traitement et sa pérennité dans le temps. L'évolution des techniques d'assemblage s'inscrit avec les progrès de la prothèse fixe, de ses matériaux et de ses techniques de préparation.

Les ciments de scellement sont apparus avec la prothèse fixe vers le XVIII<sup>e</sup> siècle. Au départ, l'assemblage était conçu de façon à ne pas être définitif afin de déposer aisément les dents à tenon en cas d'infection. Avec l'apparition des restaurations fixes prenant appui sur dent vivante et les progrès effectués dans les techniques d'endodontie, le scellement a évolué pour devenir plus durable.

Le premier ciment de scellement décrit dans la littérature date du milieu du XIX<sup>e</sup>. Mis au point par le chimiste français Sorel, il est alors composé d'une poudre d'oxyde de zinc qui est mélangée à une solution de chlorure de zinc.

Jusqu'à la fin du XIX<sup>e</sup> siècle, d'autres types de ciments apparaissent tels que les ciments au phosphate de zinc et les ciments au silicate. Leurs compositions sont modifiées au fur et à mesure des avancées scientifiques et atteignent leurs formes quasi définitives au début du XX<sup>e</sup> siècle où elles n'évolueront que très peu.

Seuls les ciments au silicate étaient utilisés pour les reconstitutions esthétiques, mais les résultats étaient peu satisfaisants. Le collage à l'aide de résines acryliques fait son apparition en dentisterie à partir des années 50, dans le but de remplacer les ciments pour obtenir un meilleur rendu.

Hagger est le premier à publier un brevet d'adhésif dentaire. Ce produit est commercialisé sous le nom de Sevriton<sup>®</sup>. En 1956 ce même produit fait l'objet d'une expérimentation par Buonocore, qui recommande la réalisation d'un mordantage de la dentine à l'acide chlorhydrique pour augmenter l'adhésion du matériau<sup>(35)</sup>.

Au fur et à mesure des années différentes générations de résines sont apparues, toutes évoluant afin d'optimiser l'adhésion et l'étanchéité. Mais c'est depuis une vingtaine d'années que le collage s'est plus largement répandu en omnipratique.

La réussite d'un collage étant en grande partie technique dépendant, les générations de résines adhésives les plus récentes ont progressé dans le but de faciliter les étapes de réalisation du collage, et de limiter leur nombre afin de limiter le nombre d'erreur de manipulation. Sont donc apparus les systèmes alliant dans un même produit le primaire et l'adhésif, mais aussi les systèmes automordants et les systèmes tout-en-un.

La technique adhésive reste très sensible à la manipulation et la simplification des produits ne permet pas de s'affranchir d'une connaissance parfaite des matériaux utilisés, de leurs mécanismes d'action et des protocoles cliniques.

## 2.2.2. Généralités

### 2.2.2.1. Fonctions

Quel que soit le type d'assemblage, leurs fonctions principales sont :

- contribuer à la rétention de la restauration prothétique, soit en complément d'une rétention mécanique physique due à la morphologie du support dentaire, soit quasi exclusivement due au matériau de collage
- assurer l'étanchéité entre la dent et la prothèse afin de limiter les infiltrations bactériennes et donc les échecs à plus ou moins long terme du traitement prothétique.

### 2.2.2.2. Critères requis

#### 2.2.2.2.1. Biocompatibilité

Le matériau de l'interface dento-prothétique doit être biocompatible avec son milieu environnant. Il ne doit pas être néfaste pour le manipulateur et le receveur. Cela implique :

- qu'il ne doit pas être toxique vis-à-vis de la pulpe. Idéalement il doit protéger le complexe pulpaire et induire une cicatrisation après les lésions induites par la pathologie initiale ou par les techniques de préparation prothétique ;
- qu'il ne doit pas être allergisant : aucune agression ne doit être entraînée par la manipulation du produit ou son contact avec les tissus environnants ;
- qu'il ne doit pas avoir de potentiel mutagène.

#### 2.2.2.2.2. Protection du support dentaire

Afin de préserver la partie dentaire support de la restauration prothétique, une étanchéité vis-à-vis des bactéries et des fluides buccaux doit être assurée par le matériau d'assemblage. Il doit également avoir une capacité d'adhésion suffisante pour résister aux agressions mécaniques et chimiques.

La protection du support dentaire implique aussi le maintien de la restauration en place, un des objectifs de la restauration prothétique étant d'assurer le maintien sur l'arcade et le renforcement des tissus dentaires détériorés.

#### 2.2.2.2.3. Durée de vie

Le matériau doit avoir un vieillissement le plus lent possible afin d'assurer les qualités précédemment citées. Son maintien dans le temps permet d'éviter les reprises de caries, les sensibilités, les colorations marginales voire la perte de la restauration lorsque ses propriétés mécaniques sont trop affaiblies.

#### 2.2.2.2.4. Ergonomie

Le matériau d'assemblage doit être facile à utiliser en pratique courante pour limiter les erreurs possibles lors de cette étape de restauration prothétique. Il est donc impératif que :

- le mélange soit aisé, à l'aide d'un prédosage si celui est possible ;
- le temps de travail soit suffisamment long pour que le praticien puisse travailler sans précipitation ;
- la consistance soit adaptée à l'enduction de la restauration prothétique et du support dentaire ;
- l'élimination des excès soit facile de manière à préserver les tissus environnants

### 2.2.3. Type d'assemblage

#### 2.2.3.1. Scellement

##### 2.2.3.1.1. Définition

Le scellement, réalisé à l'aide d'un ciment, contribue en partie à la rétention de la restauration prothétique par des forces de frottements importantes induites par macro et microrétention sur les surfaces prothétique et dentaire : on parle de microclavetage. La rétention est principalement due aux principes mécaniques des formes de préparations de la dent et n'est donc que physique. Les ciments n'ont pas de potentiel adhésif.

##### 2.2.3.1.2. Classification

Un ciment est issu de la réaction entre un acide sous forme liquide et une base sous forme de poudre. Cette réaction acido-basique provoque le durcissement du matériau.

Selon les propriétés des ciments, on distingue deux types de scellement : les scellements conventionnels et les scellements adhésifs.

#### 2.2.3.1.2.1. Scellement conventionnel

Le scellement conventionnel est représenté par deux types de ciments :

##### 2.2.3.1.2.1.1. Ciments au phosphate de zinc

Ce sont les ciments les plus répandus. Ils sont issus de la réaction entre une poudre d'oxyde de zinc et d'un liquide composés d'acide phosphorique et d'eau.

Leur résistance à la traction est faible (entre 5 et 15MPa) : en effet ils ne possèdent aucune propriété adhésive et participent à la rétention de la pièce prothétique uniquement par microclavetage.

Leur résistance à la compression est bonne : entre 80 et 100 MPa <sup>(36)</sup>.

Ils sont isolants thermiques, électriques et mécaniques. Leur coefficient de dilatation thermique est proche de celui de l'émail et de la dentine.

Après malaxage le pH du ciment est acide, ce qui contre-indique leur utilisation sur des piliers dentaires vivants.

Ils ne peuvent être utilisés à des fins esthétiques à cause de leur opacité.

Leur résistance à l'humidité est élevée et ils ont une parfaite stabilité volumique, ce qui leur donne de bons résultats en termes d'étanchéité dans le temps. À cela s'ajoute un potentiel bactériostatique, ce qui explique leur succès et leur utilisation toujours d'actualité.

Exemple de nom commercial : Crown & Bridge® de chez Densply

##### 2.2.3.1.2.1.2. Ciments polycarboxylates

Ils sont issus du mélange d'une poudre d'oxyde de zinc et d'un liquide organique composé d'acide polyacrylique.

Leur résistance à la compression est plus faible que celle des ciments aux phosphates de zinc : elle est de l'ordre de 70MPa <sup>(37)</sup>.

La résistance à la traction des ciments polycarboxylates est plus élevée que les ciments aux phosphates de zinc en raison d'une adhérence aux tissus dentaires et aux alliages métalliques, adhérence qui est plus élevée sur les alliages non précieux.

Cette capacité d'adhésion reste faible (de 3 à 13MPa pour l'émail et 3 à 3.5MPa pour la dentine) et décroît rapidement dans le temps du fait de leur coefficient de dilatation thermique 4 fois supérieur à celui de la dent et de leur absorption hydrique qui entraînent une grande solubilité.

Leur très faible adhérence les classe donc dans le groupe des ciments de scellement conventionnels.

Leur pH augmente rapidement après la prise pour atteindre la neutralité. De plus le poids moléculaire élevé de l'acide polyacrylique fait que ces ciments peuvent être utilisés sur une dent vivante.

En raison de leurs mauvaises propriétés mécaniques, l'utilisation de ces ciments se réduit aux scellements transitoires d'éléments prothétiques.

Exemple de nom commercial : Durelon<sup>®</sup> de chez 3M ESPE

#### 2.2.3.1.2.2. Scellement adhésif

Les ciments de scellement adhésifs possèdent de faibles propriétés adhésives qui les distinguent des ciments de scellement conventionnels et qui les placent à mi-chemin entre les ciments et les systèmes de collage.

##### 2.2.3.1.2.2.1. CVI conventionnels

Les ciments verres ionomères sont le résultat du mélange d'une poudre composée de verres aluminosilicatés et du fluorure de calcium, et d'un liquide contenant un acide polyacrylique.

Leur résistance à la compression est élevée : entre 100 et 120 MPa.

Leur résistance à la traction est équivalente à celle des ciments polycarboxylates, car ils possèdent les mêmes capacités d'adhésion aux tissus dentaires et métaux non précieux grâce à la présence de l'acide polyacrylique.

Ces ciments présentent un coefficient de dilatation thermique 4 fois supérieur à celui de la dent ainsi qu'une solubilité importante. Il est donc impératif de protéger le ciment de l'environnement humide avec l'application d'un vernis.

Leur poids moléculaire important et leur pH relativement proche du neutre au moment de la prise du matériau fait qu'ils possèdent une excellente biocompatibilité, et qu'ils peuvent ainsi être utilisés pour sceller les restaurations sur des piliers vivants.

Autre propriété intéressante : ils relarguent du fluor et sont donc cariostatiques.

Exemple de nom commercial : Fuji I<sup>®</sup> de chez GC

#### 2.2.3.1.2.2.2. CVI MAR/CVI hybrides

Du fait de la sensibilité importante à une contamination hydrique des CVI conventionnels, les CVI MAR ou CVI hybrides sont apparus.

Deux générations sont distinctes :

- La première est représentée par le mélange d'une poudre de verres aluminosilicatés et d'un liquide contenant un acide polyacrylique et une matrice résineuse de monomères polymérisables.
- La seconde est représentée par le mélange d'une poudre de verres aluminosilicatés et d'un liquide contenant des polyacides modifiés par greffage de chaînes latérales de radicaux méthacrylates. Cette modification permet l'interconnexion des deux matrices lors de la prise du matériau.

L'intérêt des ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résines (CVI MAR) est qu'ils présentent une double réaction de prise : une réaction acido-basique ainsi qu'une polymérisation. La réaction de polymérisation protège la réaction acido-basique d'une contamination hydrique.

Leur stabilité dimensionnelle est meilleure que les CVI conventionnels du fait de la charpente résineuse présente après la prise : leur résistance à la solubilité est plus importante.

Ces ciments possèdent une double adhérence :

- chimique avec : l'acide polyacrylique qui permet une adhérence faible comme expliqué précédemment, ainsi qu'une interaction entre la dentine et les brides de résines
- mécaniques : par microclavetage.

Les propriétés des CVI MAR sont semblables à celles des CVI conventionnels, si ce n'est l'adhérence qui est bien plus élevée (de l'ordre de 20 à 25 MPa), et leur stabilité dimensionnelle plus durable.

### 2.2.3.2. Collage

#### 2.2.3.2.1. Définition

Le collage est, par définition, l'action de faire adhérer deux choses entre elles. L'adhésion est soit directe, soit réalisée à l'aide d'un matériau intermédiaire.

L'objectif du collage en dentisterie est de limiter la rétention macromécanique au profit d'une rétention par adhésion, à l'aide d'interactions physico-chimiques entre les tissus dentaires, le système de collage, et les biomatériaux de restauration.

Le matériau intermédiaire qui permet d'unir les différents éléments après son durcissement est une colle. Toutes les colles ne possèdent pas de potentiel adhésif aux surfaces dentaires et biomatériaux, c'est pourquoi il est impératif d'utiliser un système adhésif amélo-dentaires.

#### 2.2.3.2.2. Systèmes adhésifs

La surface de la dent étant hydrophile, les résines de collage étant hydrophobes, l'application d'un adhésif est nécessaire pour assurer une adhésion entre la colle et son substrat. Les adhésifs amélo-dentaires sont donc des biomatériaux d'interface <sup>(38)</sup>.

Leur mode d'action est le suivant : ils infiltrent les microrugosités des tissus amélaire et dentinaires et réalisent ainsi une adhésion micro voire nano mécanique. De récentes études <sup>(39)</sup> ont montré qu'ils forment aussi des liaisons chimiques avec le calcium de l'hydroxyapatite, minéral composant de l'émail et la dentine.

D'autre part, ils se lient avec les résines de collage par polymérisation.

Lors du fraisage de la surface dentaire, une couche de débris nommée « smear layer » se constitue sur la surface dentaire. Celle-ci forme des bouchons au niveau des tubulis dentinaires et empêche l'infiltration des matériaux de collage. Elle limite donc les possibilités d'assurer un microclavetage. En 1950 Buonocore préconise donc l'élimination de cette smear layer par un mordantage à l'aide d'une solution d'acide orthophosphorique suivi d'un rinçage <sup>(40)</sup>.

Le terme de « système » adhésif est employé du fait de la pluralité des agents qui doivent être appliqués :

- un acide : pour mordancer les tissus minéralisés
- un primaire : pour réaliser l'interface entre surface hydrophile et surface hydrophobe
- un adhésif : pour créer des interactions physico-chimiques avec la surface traitée, et pour polymériser d'autre part avec le composite de collage

Selon la classification moderne internationale, on distingue deux types de systèmes en fonction de leur principe d'action et du nombre de séquences d'applications <sup>(41)</sup> :

- les systèmes avec mordantage préalable et rinçage (M&R)
- les systèmes automordantants (SAM)

Une dernière génération d'adhésifs apparue récemment, appelée adhésifs « universels », peut être utilisée selon ces deux techniques.

#### 2.2.3.2.2.1. Les systèmes avec mordantage préalable et rinçage (M&R)

Aussi appelés « total-etch » ou « etc-and-rinse », ces systèmes regroupent plusieurs produits appliqués successivement ou conjointement :

- un acide mordançant, ou « conditionneur »
- un primaire adhésif, ou « primer »
- un adhésif type résine, ou « bonding agent »

##### 2.2.3.2.2.1.1. M&R III

L'application de ces produits se fait en trois étapes, avec 3 produits conditionnés dans des emballages distincts :

- l'étape de mordantage est généralement réalisée à l'aide d'un acide orthophosphorique à 37%, elle permet l'élimination des débris dentinaires et amélaire issus du fraisage, ainsi que la création de microanfractuosités. Un rinçage et un séchage léger sont ensuite nécessaires pour évacuer ces déchets
- l'application d'un primaire permet d'assurer la perméabilité de la dentine : en effet après le séchage, les fibres de collagènes auparavant dispersées dans l'eau se retrouvent collapsées. Cette compacité est défavorable à l'infiltration de la résine adhésive. Le primaire, grâce à ses propriétés amphiphiles, permet de maintenir espacées les fibres de collagènes, et rend les surfaces hydrophobes.
- l'application d'une résine adhésive crée une couche « hybride » : la résine infiltre la matrice dentinaire et assure un ancrage micromécanique par entrelacement avec le réseau collagénique. Cette couche hybride assure l'étanchéité du collage. Les composants résineux de l'adhésif polymérisent ensuite avec les monomères du composite de collage et assurent la continuité des matériaux<sup>(42)</sup>.

Les systèmes M&R III restent le « gold standard » à l'heure actuelle, mais leurs résultats sont opérateurs dépendants et sont tributaire du strict respect des étapes de réalisation.

##### 2.2.3.2.2.1.2. M&R II

Globalement ces systèmes ont les mêmes propriétés que les précédents, seulement leur utilisation se fait en 2 étapes :

- l'étape de mordantage est similaire aux systèmes M&R III
- l'application d'un primaire adhésif permet la suppression d'une étape. Le primaire ainsi que l'adhésif sont réunis dans un même flacon.



#### 2.2.3.2.2.2. Les systèmes automordançants (SAM)

Aussi nommés « etch-and-dry » ou « self-etch », les systèmes automordançants s'appliquent sur des tissus dentaires séchés. Il n'y a pas d'élimination de la smear layer préalable à leur utilisation, car il n'y a pas de mordantage suivi d'un rinçage. On distingue deux types de systèmes :

##### 2.2.3.2.2.2.1. SAM II

Leur utilisation nécessite deux étapes :

- application d'un primaire acide, qui déminéralise et infiltre simultanément les espaces inter fibres collagéniques. L'eau contenue est ensuite évaporée par séchage.
- application d'un adhésif, semblable à celle des systèmes M&R.

La couche hybride créée contient donc les déchets de la smear layer ainsi que les tissus dentaires calcifiés.

##### 2.2.3.2.2.2.2. SAM I

Les SAM I sont aussi appelés « tout-en-un » : un seul produit regroupe l'acide de mordantage, le primaire et l'adhésif. L'ensemble est conditionné dans un seul flacon, parfois deux en raison de la stabilité dans le temps, et leur application ne nécessite qu'une étape clinique. Les objectifs sont de simplifier le protocole clinique et de limiter les erreurs de manipulation.

##### 2.2.3.2.2.3. Adhésifs « universels »

Derniers apparus sur le marché, les adhésifs universels se présentent en un seul flacon. Ils peuvent être utilisés aussi bien avec une étape de mordantage préalable, soit totale soit sélective, soit de façon auto-mordançante.

En plus de la composition des systèmes adhésifs précédemment décrits, ils contiennent des monomères fonctionnels qui permettent leur adhésion aux métaux et à la zircone.

### 2.2.3.2.3. Résines composites de collage

Les composites de collage sont des polymères et ont en commun dans leur composition une matrice résineuse incorporée de charges, des solvants et des initiateurs de polymérisation.

Les monomères qui composent la matrice résineuse assurent une grande résistance mécanique après polymérisation. Certains monomères fonctionnels peuvent être ajoutés afin de conférer des propriétés spécifiques au composite.

Les charges de silice et de verres de métaux lourds permettent d'augmenter les propriétés mécaniques de la résine de collage. Les charges des composites de collage sont en général de taille  $< 1\mu\text{m}$ , afin de diminuer leur viscosité pour faciliter la mise en place de la restauration. On parle de résine microchargée ou micro-hydrure.

La polymérisation des résines peut se faire de différentes façons :

- photopolymérisation : l'initiateur photonique réagit à l'énergie lumineuse et induit la polymérisation. Le temps de travail est contrôlé, car la prise du matériau démarre à partir de la stimulation lumineuse.
- chémozopolymérisation : la polymérisation est initiée par une réaction entre un catalyseur et une base au sein même du produit. Le temps de travail est limité, car cette réaction se produit dès le mélange des produits
- dual-polymérisation : les deux types de polymérisation sont associés : dès le mélange des produits la chémozopolymérisation démarre. Des initiateurs photoniques sont aussi présents dans le mélange et assurent aussi la polymérisation après stimulation lumineuse.

Degrange a proposé une classification des composites de collage en fonction de leur potentiel adhésif <sup>(43)</sup> :

#### 2.2.3.2.3.1. Colles sans potentiel adhésif

Elles sont comparables à de simples résines composites. Elles nécessitent donc l'application d'un système adhésif afin d'assurer l'adhésion aux tissus dentaires et à la restauration.

Exemple de nom commercial : Variolink II<sup>®</sup> de chez Ivoclar vivadent

#### 2.2.3.2.3.2. Colles avec potentiel adhésif

Elles contiennent des monomères fonctionnels qui leur octroient une capacité d'adhésion avec les tissus dentaires et la céramique. On distingue deux types de colles selon leurs groupements réactifs :

- contenant des groupements 4-META : ils ont la particularité d'adhérer efficacement aux intrados métalliques  
Exemple de nom commercial : Superbond® de chez Sun Medical
- contenant des groupements 10-MDP : ils adhèrent aisément à l'alumine et à la zircone  
Exemple de nom commercial : Panavia 21® de chez Kuraray

L'utilisation d'un système adhésif est cependant nécessaire préalablement à leur utilisation.

#### 2.2.3.2.3.3. Colles auto-adhésives

Aucun conditionnement des surfaces dentaire et prothétique n'est nécessaire avec ce type de colle. Elles réunissent en un seul produit l'acide mordant, le primaire, l'adhésif ainsi que le composite de collage ; ceci afin de limiter le nombre d'étapes de réalisation et de faciliter ce type d'assemblage.

Exemple de nom commercial : BisCem® de chez Bisico Variolink esthétique DC et LC

### III – Principes contemporains

Depuis la dernière décennie, les matériaux et les techniques d'assemblage à disposition du chirurgien-dentiste ont considérablement évolué. Les techniques adhésives permettent aujourd'hui d'assurer une majeure partie des indications classiques des restaurations, aux dépens des techniques dites « traditionnelles ».

Grâce à ces évolutions, le mode de pensée de la prothèse a été recentré sur l'essentiel : l'objectif est d'adapter la reconstitution prothétique à la structure dentaire résiduelle et non l'inverse.

Les formes de préparation pour restauration collées ne sont donc pas standardisées, mais découlent de principes biomécaniques, esthétiques et biologiques, qui seront adaptés à chaque situation clinique en fonction des paramètres locaux et environnementaux <sup>(44)</sup>.

#### 3.1. Rétention par adhésion

Comme vu précédemment, l'assemblage en prothèse fixée traditionnelle se fait à l'aide d'un scellement. Les ciments de scellement n'ont que très peu ou pas de potentiel adhésif : la rétention de la pièce prothétique est essentiellement mécanique. Pour assurer ce microclavetage mécanique, le support dentaire doit respecter les principes de préparations énoncés dans la première partie, notamment l'opposabilité des parois complétée d'artifices de rétention secondaires, qui nécessitent un aménagement des surfaces souvent délétère et peu économe en tissus sains. Les surfaces dentaires sont simplement polies afin de conserver une rugosité minimum nécessaire à l'obtention d'une rétention mécanique <sup>(45)</sup>. De la même façon, les surfaces prothétiques sont traitées par sablage pour augmenter la rugosité.

L'avènement de la prothèse collée marque un changement radical du principe de rétention <sup>(46)</sup> : elle se fait par une réelle adhésion grâce aux interactions physico-chimiques entre la surface dentaire, les agents de liaison et le matériau de restauration. Cette révolution prothétique est la conséquence du développement des matériaux céramiques et des progrès en termes d'adhésion à ces matériaux ainsi qu'aux surfaces dentaires. Les surfaces prothétiques sont préparées de différentes façons (sablage, application d'un silane) afin d'assurer une liaison adhésive efficace, de même qu'un système adhésif est appliqué sur les surfaces dentaires afin d'accroître leur potentiel adhésif.

Ainsi les principes traditionnels et notamment le dogmatisme de la couronne périphérique sont abandonnés au profit des restaurations collées, partielles ou totales dont les principes sont inspirés de ceux de la dentisterie adhésive : beaucoup plus économes et conservateurs <sup>(47)</sup>. Il convient aussi de limiter l'utilisation des ancrages radiculaires.

Cette nouvelle dentisterie est nommée par certains auteurs la « no post no crown dentistry » <sup>(48)</sup>

Il est même possible d'assurer la rétention d'une pièce prothétique exclusivement par adhésion chimique lorsque les conditions tissulaires le permettent. Le choix du matériau d'assemblage est alors essentiel : il sera fait en fonction de ses caractéristiques et des paramètres des surfaces dentaires et prothétiques.

Lorsque la rétention est essentiellement adhésive, l'étape du collage conditionne à elle seule la réussite au long terme du traitement. C'est une étape courte, mais très sensible à la manipulation et source de nombreux échecs <sup>(49)</sup>. Le respect des conditions de réalisation et des protocoles propres à chaque système adhésif et à chaque colle impacte la réussite du traitement prothétique collé.

Aujourd'hui, les dents ayant une structure résiduelle trop faible pour assurer un collage de qualité <sup>(50)</sup> et la réfection d'anciennes couronnes restent les seules indications cliniques valables des restaurations scellées.

C'est donc l'analyse des structures résiduelles et l'estimation du potentiel adhésif des surfaces dentaires et prothétiques qui conditionnent le choix du mode d'assemblage, du type de restauration et par conséquent des concepts de préparation.

### 3.2. Économie tissulaire

Comme vu précédemment, les aménagements de forme réalisés en prothèse fixée afin d'assurer la rétention sont peu économes en tissus dentaires et nécessitent souvent la suppression de tissus sains. Or la résistance mécanique intrinsèque d'une dent dépend de la perte de tissus qu'elle a subie.

En technique adhésive, c'est la restauration qui s'adapte en fonction des structures dentaires résiduelles. L'objectif n'est plus d'aménager le support dentaire afin qu'il assure la rétention de l'élément prothétique, mais de réfléchir à comment utiliser les tissus résiduels pour assurer la rétention de la pièce prothétique : l'économie tissulaire est fondamentale aux techniques adhésives.

Cette dentisterie à minima vise à une conservation maximum des tissus, mais aussi de la vitalité pulpaire en limitant au maximum la réalisation d'ancrage.

La biologie d'une dent est essentielle pour comprendre l'intérêt de la conservation tissulaire. Des méthodes de préparations ont vu le jour afin de respecter cet impératif de préservation lors de l'aménagement tissulaire, permettant aussi d'assurer le maintien sur l'arcade du support dentaire.

### 3.2.1. Caractéristiques des tissus dentaires

#### 3.2.1.1. Biomécanique

L'étude des propriétés mécaniques des tissus vivants, autrement appelée biomécanique, a permis de mettre en évidence les liens entre la quantité et la qualité des tissus dentaires et leurs propriétés mécaniques. Ainsi sont déduits les formes de préparations et le choix des matériaux de restaurations.

La résistance mécanique et la répartition des forces appliquées sur une dent dépend des 3 structures qui la composent : l'émail, la dentine et la jonction amélo-dentinaire.

##### 3.2.1.1.1. L'émail

Par sa composition et des structures qu'il forme, l'émail constitue un couvercle rigide : la flexibilité d'une dent est multipliée par 2 lorsqu'il est retiré, par exemple lors d'une préparation périphérique <sup>(51)</sup>. L'augmentation de la flexibilité entraîne un affaiblissement biomécanique général de la dent.

Le pont d'émail et les crêtes marginales assurent un rôle indispensable dans la résistance mécanique d'une dent en limitant la flexion des cuspidés sous l'action des forces occlusales. Il est donc très important de conserver ces structures lorsque cela est possible.

Les couches internes de l'émail sont très résistantes <sup>(52)</sup> et doivent être préservées au maximum lors des préparations.

##### 3.2.1.1.2. La jonction amélo-dentinaire

La jonction amélo-dentinaire relie deux tissus aux propriétés différentes. Elle prévient la propagation des fissures amélaire en jouant le rôle d'amortisseur : elle dissipe les contraintes appliquées. Sa conservation est donc importante lorsque la situation le permet. Cependant si une fissure est présente sur de l'émail et se prolonge dans la dentine, celui-ci devra être éliminé lors de la préparation ou mise en compression.

##### 3.2.1.1.3. La dentine

La dentine, par sa double composition alliant trame minérale et trame organique, présente une capacité d'amortissement des contraintes que subit l'émail. Afin de conserver les qualités de résistance mécanique d'une dent, son élimination lors des fraisages de préparation doit être la plus limitée possible.

Ainsi, il est facile de comprendre que l'économie tissulaire est garante d'une meilleure résistance mécanique du support dentaire.

### 3.2.1.2. Capacité d'adhésion

#### 3.2.1.2.1. L'émail

L'émail est garant de la fiabilité du collage. Les valeurs d'adhésions à l'émail varient selon les systèmes adhésifs, mais restent plus élevées que pour la dentine<sup>(53)</sup>. Les valeurs d'adhérence entre la céramique et l'émail peuvent être plus élevées que celles entre l'émail et la dentine.<sup>(54)</sup>

Ainsi le manque de rétention de la préparation doit être mis en relation avec la quantité d'émail résiduelle afin d'établir un pronostic. L'objectif des préparations est de conserver un bandeau amélaire si possible sur tout le pourtour du support.

#### 3.2.1.2.2. La dentine

Le collage à la dentine est plus complexe que pour l'émail en raison de sa composition, en particulier par la présence du fluide dentinaire. Le collage étant incompatible avec la présence d'humidité, il est nécessaire d'éliminer ce fluide lors de l'application du système adhésif. Les techniques de collage à la dentine donnent donc des résultats variables, mais les matériaux et leurs conditionnements évoluent afin de faciliter leurs mises en œuvre.

L'hybridation dentinaire, ou scellement dentinaire immédiat, est réalisé directement après préparation des tissus par l'application d'une couche d'adhésif sur la dentine. Elle permet d'augmenter la valeur absolue du collage<sup>(55)</sup>

### 3.2.2. Les techniques de préparation

De nouvelles techniques de préparation ont vu le jour afin de faciliter la conservation tissulaire lors des aménagements de formes sur les supports dentaires.

L'utilisation d'instruments calibrés permet de contrôler les profondeurs de pénétration dans les différents tissus.

La technique des clés se base sur la situation morphologique finale souhaitée. Un wax-up est réalisé à la suite d'une empreinte préliminaire, à partir duquel sont confectionnées des clés en silicone. Une clé est découpée dans le sens vertical, une autre dans le sens horizontal, puis sont positionnées en bouche afin de contrôler les profondeurs de préparation.

La technique des masques peut être utilisée lors des réhabilitations étendues en antérieur. Une gouttière en résine rigide est réalisée à partir d'un wax-up guide de la morphologie finale, et les reconstitutions provisoires sont transférées directement en bouche grâce à des résines bis-acryl ou de composites de restauration. Ce résultat, appelé mock-up

préfigure le rendu esthétique et fonctionnel directement sur le patient et permet de planifier les étapes du traitement.

Le mock-up est ensuite utilisé comme guide de préparation : les fraises calibrées travaillent directement sur le mock-up afin d'aménager l'espace pour la future restauration sans risque d'éliminer des tissus en excès. Une fois les préparations terminées, les restes de résines bis-GMA sont éliminés et les empreintes peuvent être réalisées.

La technique des masques peut être réalisée de la même façon dans les secteurs postérieurs.

### 3.2.3. Intérêts biologiques

Avec l'allongement de la durée de vie moyenne, il est plus que nécessaire de rendre possible et de faciliter la réintervention par une conservation maximale des tissus naturels.

La préservation des tissus durs et par extension de la vitalité pulpaire permet une durée de vie plus longue des dents sur l'arcade en agrandissant le cycle des restaurations. (56). Les principes contemporains s'inscrivent donc pleinement dans le concept de gradient thérapeutique<sup>(57)</sup>.

Lors d'un échec du collage, le support dentaire est dans la majeure partie exploitable pour réaliser une nouvelle restauration, contrairement aux préparations dites « classiques ». Des études à long terme ont comparé les échecs de prothèse scellée et de prothèse collée et ont prouvé que seuls 10% des restaurations collées ne pouvaient être refaites contre 60% pour les restaurations scellées<sup>(58) (59)</sup>.

Le fait de préserver au maximum la couche amélaire augmente la durée de vie des restaurations<sup>(60)</sup>

## 3.3. Aménagement du support

L'économie des tissus doit être mise en corrélation avec le projet thérapeutique, notamment avec les impératifs liés aux du matériau de reconstitution. Les épaisseurs de réduction doivent laisser un espace suffisant pour le travail du prothésiste sans compromettre la conservation tissulaire. Certains aménagements sont de plus indispensables afin de ne pas compromettre la résistance du support dentaire une fois l'assemblage de la reconstitution réalisé.

### 3.3.1. Impératifs liés aux matériaux

Dans les secteurs postérieurs, vu l'importance des contraintes subies sur les restaurations, il est nécessaire d'aménager un espace suffisant pour que le matériau ait une épaisseur minimale afin de ne pas être trop fragile. Les épaisseurs de matériaux minimales



requis sont propres à chaque type de céramique, à chaque marque et à chaque produit. Elles varient en règle générale de 1.5 à 2mm<sup>(61)</sup>. Les progrès des matériaux permettent encore aujourd'hui de réduire ces épaisseurs de préparation, notamment les techniques de CAD/CAM et de céramiques pressées qui utilisent des matériaux ayant une densité beaucoup plus élevée, minimisant les carences mécaniques. Ainsi il est nécessaire de suivre les recommandations des fabricants et de remettre ses connaissances à jour régulièrement tant les évolutions sont constantes et rapides.

Au niveau occlusal, la limite entre les tissus et le matériau de restauration doit être à distance des zones de contacts avec les dents antagonistes lors de la mastication. Il est donc nécessaire d'observer les contacts statiques et dynamiques à l'aide de papier d'occlusion.

Au niveau cervical, la distance entre la limite cervicale et le point de contact avec la dent voisine ne doit pas être supérieure à 2mm afin de limiter le risque de fracture du matériau.<sup>(62)</sup>

Les systèmes adhésifs n'étant pas compatibles avec l'humidité, la pose de digue est essentielle pour réaliser un collage, que la limite soit supra gingivale ou intra sulculaire.

Les techniques d'empreinte numériques à l'aide d'une caméra intra-buccale ne permettent pas l'enregistrement des limites intra sulculaires. Seules les techniques d'empreinte double mélange avec une rétraction gingivale mécanique préalable le permettent. Si la position des limites juxta ou intra sulculaires ne permet pas l'enregistrement de l'empreinte ou l'isolation pour le collage, il est nécessaire de les replacer au-delà de la gencive. Différentes techniques telles que l'élongation coronaire par technique chirurgicale, ou la remontée de marge sont alors réalisées.

L'overlay n'étant pas esthétique si la dent est dyschromiée du fait d'une limite dent/restauration visible en vestibulaire, son extension sur la face vestibulaire par une préparation type facette est nécessaire dans les secteurs visibles. On parle alors de veneerlay.

### 3.3.2. Impératifs liés aux tissus dentaires

Une épaisseur des parois résiduelles inférieures à 2mm implique qu'elles soient recouvertes par la restauration afin de diminuer le risque de fracture<sup>(63)</sup>.

Le rapport hauteur/largeur des tissus est à prendre en compte : s'il est supérieur à 1 pour les cuspidés, il est alors recommandé de les préparer afin que la restauration les recouvre. La présence de fissure si elles traversent la jonction amélo-dentinaire justifie aussi le recouvrement, favorisant son renforcement ou sa mise en compression. C'est ce paramètre qui définit la terminologie de la restauration : lorsque la pièce prothétique restaure seulement une partie intra coronaire on parle d'inlay. Lorsque la pièce prothétique recouvre de 1 à 3 cuspidés, on parle d'onlay. Lorsque la totalité de la surface occlusale est recouverte, on parle d'overlay.

Ces facteurs doivent bien sûr être modérés en fonction des autres structures que présente l'émail.

Toutes les arêtes, angles internes et externes ainsi que les sommets des cuspidés doivent être arrondis afin de diminuer les contraintes, de mieux répartir leur dissipation et donc protéger le support dentaire.

Les contre-dépouilles auparavant transformées en dépouille par retrait de tissus doivent aujourd'hui faire l'objet d'un comblement par un matériau de restauration afin de créer une dépouille lors leur volume est raisonnable, ceci afin d'assurer une conservation tissulaire maximale.

### 3.4. Cohésion de l'ensemble dento-prothétique

Lors d'un scellement, chaque élément de l'ensemble dento-prothétique agit de façon indépendante et individuelle. Le collage assure une participation mécanique de tout l'ensemble, chaque interface permettant la dissipation des forces grâce au joint de collage qui répartit équitablement les contraintes sur les surfaces d'assemblage et qui confère donc un meilleur comportement biomécanique à l'ensemble dento-prothétique<sup>(46)</sup>

Les restaurations adhésives répondent donc à un objectif supplémentaire de tout projet prothétique en assurant une résistance mécanique à long terme grâce au renforcement qu'apporte le collage.<sup>(47)</sup>

Le collage renforce les structures dentaires altérées en procurant un comportement biomécanique proche d'une dent naturelle à l'ensemble dento-prothétique.<sup>(47)</sup>

Il a été mis en évidence que la résistance des dents antérieures et postérieures pouvait être rétablie à l'aide de pellicules de céramiques collées dans le cas de pertes d'émail, et qu'une préparation périphérique plus délétère en tissus n'était pas obligatoirement nécessaire.<sup>(64)</sup> Ces pellicules se comportent de la même façon que l'émail naturel en assurant la répartition des contraintes au sein de la dent. Le respect de l'économie tissulaire est indispensable, car plus la préparation restera amélaire meilleure sera la résistance de l'ensemble dento-prothétique<sup>(63)</sup>.

Certains auteurs ont même mis en évidence que la résistance ultime de dents restaurées à l'aide de facettes en céramique feldspathiques est plus élevée que pour les dents naturelles<sup>(65)</sup>.

D'autres études ont démontré qu'il n'y avait pas de différences significatives du nombre de fractures et de fêlures lors de mise en charge thermique et mécaniques répétées entre une dent naturelle et une dent dont l'émail est restauré à l'aide de céramique feldspathique<sup>(66)</sup>.

Les taux de survie des inlays/onlays en céramique par technique pressée et par CFAO présentent de très bons résultats à long terme.<sup>(67)</sup>

### 3.5. Biomimétisme et esthétisme

Les recherches actuelles tendent à la reformation du tissu dentaire initial avec par exemple les procédures de régénérations tissulaires, mais leur mise en pratique n'est pas encore d'actualité.

Cependant, les restaurations actuelles sont un premier pas vers cet objectif : par leurs propriétés mécaniques et optiques, les matériaux récents se rapprochent de plus en plus des structures dentaires originelles.

Ce concept, appelé biomimétisme<sup>(47)</sup> ou bioémulation<sup>(52)</sup>, se base sur la biologie des tissus dentaires et la compréhension des principes biomécaniques qui les régissent. Il implique une intégration naturelle des biomatériaux qui miment au plus près le comportement physiologique des tissus dentaires. L'objectif est de faire de l'ensemble dento-prothétique une unité fonctionnelle se comportant le plus possible comme une dent naturelle.

Les principes de conservation tissulaire maximale et d'adhésion s'inscrivent parfaitement dans cette démarche. Il est aujourd'hui possible à l'aide des techniques d'adhésion et des progrès en termes de matériaux de réaliser une restauration à l'aide une couche de céramique vitreuse remplaçant l'émail naturel, l'ensemble ayant une force de cohésion quasi similaire à celle d'une jonction amélo-dentinaire physiologique.

Cette nouvelle tendance permet de répondre à une autre exigence : l'esthétisme. Doléance essentielle de plus en plus exigée des patients, les qualités esthétiques des restaurations ne concernent plus seulement les dents antérieures, mais doivent être appliquées aux restaurations des secteurs postérieurs.

L'évolution des matériaux répond parfaitement à cette exigence : comme vu précédemment les céramiques à haute teneur en matrice vitreuse par exemple ont un rendu esthétique très proche d'une dent naturelle. Les systèmes céramiques jouent sur leur translucidité afin que la lumière soit transmise à travers l'ensemble dento-prothétique de la même façon que pour une dent naturelle<sup>(47)</sup>.

Le choix du type de céramique et de son épaisseur se fera en fonction de la situation clinique (résistance mécanique souhaitée, qualités esthétiques espérées, type d'assemblage...)

Les matériaux utilisés pour le collage permettent d'assurer l'assemblage et de respecter le continuum optique de la restauration.

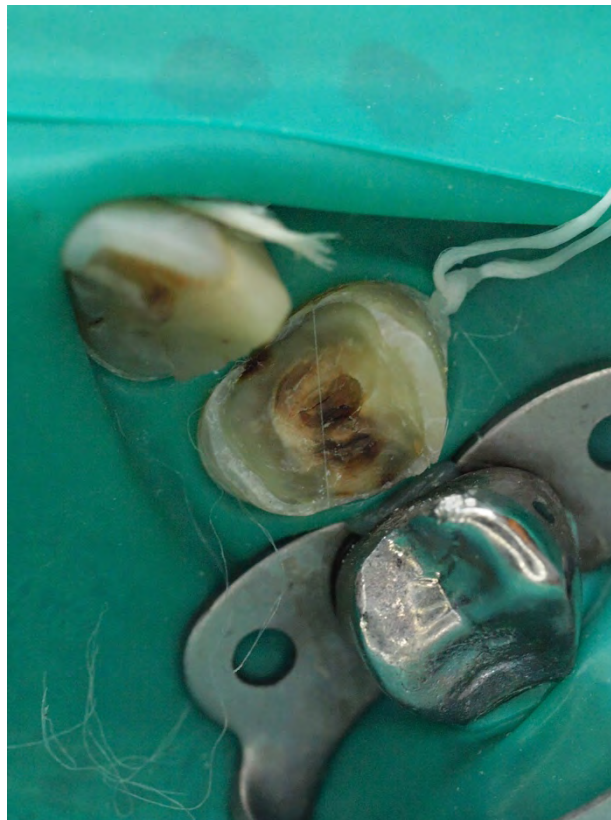
## IV - Cas clinique

### 4.1. Situation initiale

Le patient se présente en consultation pour la perte d'une restauration composite sur la 23, sans aucune douleur.

À l'examen clinique, nous constatons une reprise carieuse sur la 23 qui semble expliquer la perte de la restauration. La dent est asymptomatique et répond correctement au test de vitalité.

Après curetage des tissus cariés sous anesthésie, la chambre pulpaire est visible par transparence, mais il n'y a pas d'effraction : il est possible de conserver cette dent vivante.



**Figure 13 : Composite déposé et curetage effectué après mise en place de la digue**

Deux possibilités pour la restauration sont alors envisageables :

- Première option : créer une surface rétentive à l'aide d'un inlay-core afin de restaurer la partie coronaire avec une couronne périphérique scellée. Cela implique de dévitaliser cette canine pour réaliser l'ancrage.

- Deuxième option : réaliser une restauration collée sur la surface dentaire. Afin d'assurer un résultat esthétique correct, il est nécessaire d'étendre la préparation sur la face vestibulaire (type facette). La limite de la restauration doit être le plus proche possible de la gencive, tout en permettant une isolation correcte.

Dans ce cas, la dent présente des facteurs favorables au collage :

- Le patient ne présente aucune contre-indication (bonne hygiène, pas de bruxisme)
- La surface amélaire périphérique est large et de bonne qualité
- Les limites sont supra-gingivales : l'isolation à l'aide d'une digue est donc aisée

En accord avec le patient, la deuxième option est retenue.

Pour la phase de temporisation, la dent est entièrement restaurée au composite en technique directe.



**Figure 14 : Restauration provisoire par technique directe à l'aide d'une résine composite**

## 4.2. Réalisation

### 4.2.1 Préparation :

Afin de conserver au maximum les tissus dentaires, la restauration réalisée au composite direct n'est pas complètement déposée : les aménagements d'espace nécessaires à la pièce céramique sont réalisés directement sur la base composite. Ainsi les risques de préparation excessive sont réduits.



**Figure 15 : Vue occlusale de la préparation**

Une limite vestibulaire supra-gingivale de type épaulement à angle interne arrondi est réalisée. On constate la présence d'une large bande amélaire, point favorable au collage de la pièce céramique.

En occlusal, la restauration doit recouvrir la pointe canine et s'étendre jusqu'en palatin au-delà des surfaces de contact en occlusion.

En proximal, les limites de préparation doivent inclure les points de contact afin que le joint dent-restauration ne soit pas visible et que le rendu esthétique soit bon.



**Figure 16 : Vue occluso-vestibulaire de la préparation**

Une empreinte double mélange est réalisée à l'aide d'élastomère par addition : un haute viscosité (putty Aquasyl™) et basse viscosité (light Aquasyl™) sont utilisés. La teinte est prise à l'aide d'un teinter Vita 3D Master® à la lumière naturelle.

#### 4.2.2 Collage :

La restauration est réalisée au laboratoire de prothèse à l'aide d'une céramique feldspathique renforcée au disilicate de lithium (IPS e.max® Press)



**Figure 17 : Vue palatine de la pièce céramique sur le modèle en plâtre**

On constate sur cette photo la translucidité de cette céramique, garantissant une intégration esthétique optimale.

Le collage de la pièce est réalisé sous digue, à l'aide d'un simple composite de restauration (Dentin Synergy® D6, teinte A3).

Un mordantage de la pièce prothétique est réalisé à l'aide d'acide fluorhydrique à 9% pendant 20 secondes. La pièce est rincée, séchée, et un silane est appliqué.

Sur la dent, un mordantage à l'acide ortho phosphorique à 37% est réalisé : 30 secondes sur l'émail, 15 secondes sur la dentine. La dent est ensuite rincée et séchée, puis un adhésif est appliqué et photo polymérisé pendant 15 secondes.

Puis l'intrados de la pièce prothétique est enduit de composite, et une fois positionnée sur son support dentaire, elle est vibrée à l'aide d'une pointe mousse montée sur une pièce à main ultrason. Les vibrations favorisent la bonne mise en place de la pièce en diminuant la viscosité du composite, et facilitent aussi l'élimination des excès de matériau.

L'ensemble est alors photo polymérisé 30 secondes sur chaque face.



#### 4.3. Résultats



**Figure 18 : Vue vestibulaire de la restauration après collage**

Les joints sont polis. Les contacts sont vérifiés en occlusion statique et dynamique, et corrigés à l'aide de fraises spécifiques (coffret 4313B de chez Komet®).

Le patient est satisfait du résultat, aussi bien sur le plan fonctionnel qu'esthétique.

La bonne intégration de la pièce collée a été vérifiée à j + 2 semaines.

Grâce à ce choix de restauration, un maximum de tissus a donc été conservé, ainsi que la vitalité pulpaire.

## Conclusion

Contrairement aux techniques scellées qui consistent à créer un support ayant des parois rétentes, parfois aux dépens de la vitalité pulpaire lorsqu'un ancrage radiculaire est nécessaire, les techniques contemporaines de collages permettent une préservation tissulaire maximale.

Les restaurations collées s'inscrivent dans l'arsenal thérapeutique du praticien. Elles ne remplacent pas complètement les restaurations scellées, mais limitent de plus en plus leurs indications du fait des progrès constants des techniques et des matériaux. Le praticien doit donc choisir le type de restauration en respectant un gradient de mutilation. À ce titre, les techniques ultraconservatrices peu ou pas mutilantes font partie de ces choix.

La mise en œuvre des restaurations adhésives s'inscrit dans le concept de dentisterie restauratrice moderne donc l'objectif premier est la préservation tissulaire et le biomimétisme des restaurations. Les principes de préparations ont donc évolué afin de respecter ces impératifs. De plus face aux exigences croissantes des patients notamment en termes d'esthétisme, les restaurations adhésives se placent en 1<sup>re</sup> intention, et s'inscrivent pleinement dans cette dynamique.

Le recul étant de plus en plus important vis-à-vis des techniques adhésives, la littérature regorge d'études montrant que ce sont des alternatives fiables aux restaurations scellées conventionnelles. Cependant les matériaux et les protocoles utilisés en technique adhésive restent complexes et opérateurs dépendants : le strict respect des indications et des procédures de collage conditionne la survie de la restauration. La difficulté des protocoles et la multiplicité des échecs qui en résultent constituent une source de découragement pour les praticiens. Les matériaux et les techniques évoluent constamment afin de simplifier les protocoles et donc de limiter les erreurs possibles. Reste au praticien de bien évaluer le rapport bénéfices/risques : les limites des restaurations adhésives et les risques d'échecs doivent être bien identifiées et clairement expliqués au patient.

Il reste cependant de beaux jours aux procédés céramo-métalliques qui allient ductilité par les propriétés de l'alliage, aux qualités esthétiques avec le recouvrement par céramique.

La prise en charge par l'assurance maladie reste le point noir de ces techniques : le reste à charge pour le patient est souvent plus important pour une restauration collée type onlay en céramique que pour une restauration par inlay-core et couronne ; et ce malgré que le choix de ce type de restauration soit fait dans l'intérêt du patient.

## Références :

1. Weed RM. Determining adequate crown convergence. *Tex Dent J*. 1980 May;98(5):14–6.
2. Kaufman EG, Coelho DH, Colin L. Factors influencing the retention of cemented gold castings. *J Prosthet Dent*. 1961 May;11(3):487–502.
3. Jørgensen KD. The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. *Acta Odontol Scand*. 1955 Jun;13(1):35–40.
4. Shillingburg HT, Brackett SE. *Les préparations en prothèse fixée: principes et applications cliniques*. Paris: CdP; 1988.
5. Noonan JE, Goldfogel MH. Convergence of the axial walls of full veneer crown preparations in a dental school environment. *J Prosthet Dent*. 1991 Nov;66(5):706–8.
6. Aleisa K, Al-Dwairi ZN, Alwazzan K, Al-Moither M, Al-Shammari M, Lynch E. Convergence angles of clinical tooth preparations achieved by dental students at King Saud University, Saudi Arabia. *J Dent Educ*. 2013 Sep;77(9):1154–8.
7. Dodge WW, Weed RM, Baez RJ, Buchanan RN. The effect of convergence angle on retention and resistance form. *Quintessence Int (Berlin)*. 1985 Mar;16(3):191–4.
8. Lorey RE, Myers GE. The retentive qualities of bridge retainers. *J Am Dent Assoc*. 1968 Mar;76(3):568–72.
9. Douglass GD. Principles of preparation design in fixed prosthodontics. *J - Acad Gen Dent*. 1973 Apr;21(2):25–9.
10. Shillingburg HT, Francine L. *Bases fondamentales en prothèse fixée*. 3e ed. Vélizy-Villacoublay: CdP; 1998.
11. Bolla M. *Restaurer la dent dépulpeée*. Paris: Éditions Espace id; 2014.
12. Kayser AF, Battistuzzi PG, Snoek PA, Spanauf AJ. The rationale for the indication and design of the MOD inlay. *Aust Dent J*. 1982 Feb;27(1):22–6.
13. Weisgold AS. Contours of the full crown restoration. *Alpha Omegan*. 1977 Dec;70(3):77–89.
14. Corne P. Préparations pour coiffes céramo-métalliques et céramo-céramiques. *Inf Dent*. 2016;98(26):23–5.
15. Bert M, Pin A JP. Quel avenir pour nos implants ? *Inf Dent*. 2007;89(39):2545–50.
16. Baudin C. Biocompatibilité, corrosion et consorts. *Chir Dent Fr*. 1996;816:37–43.
17. Hornez J. Evaluation physico-chimique et biologique d'alliages dentaires à base de palladium. Thèse de 3<sup>em</sup> cycle : Sciences Médicales, Lille, 1999.
18. Meyer J, Degrange M. Alliages nickel-chrome et cobalt-chrome pour la prothèse dentaire. *Encycl Med Chir (Paris), Odontologie*, 23-065-T-10,1992.
19. Schmalz G, Garhammer P. Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues. *Dent Mater*. 2002 Jul;18(5):396–406.
20. House K, Sernetz F, Dymock D, Sandy JR, Ireland AJ. Corrosion of orthodontic appliances--should we care? *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008 Apr;133(4):584–92.
21. Setcos JC, Babaei-Mahani A, Silvio LD, Mjör IA, Wilson NHF. The safety of nickel

- containing dental alloys. *Dent Mater.* 2006 Dec;22(12):1163–8.
22. Attal JP, Picard B. Titane : biomatériau implantaire. *Inf Dent.* 1997;79(31):2189–92.
  23. Cai Z, Nakajima H, Woldu M, Berglund A, Bergman M, Okabe T. In vitro corrosion resistance of titanium made using different fabrication methods. *Biomaterials.* 1999 Jan;20(2):183–90.
  24. Toumelin-Chemla F, Rouelle F, Burdairon G. Corrosive properties of fluoride-containing odontologic gels against titanium. *J Dent.* 1996 Mar;24(1–2):109–15.
  25. Degorce T. Actualités et perspectives du titane en odontologie : propriétés et applications cliniques. *Inf Dent.* 1994;76(24):2057–64.
  26. Poujade JM, Zerbib C, Serre D. Céramiques dentaires. *Encycl Med Chir (Paris), Odontologie, 23-065-G-10, 2004.*
  27. Perelmuter S, De Cooman J, Degrange M, Lelièvre F, Lecardonnel A, Pompignoli M, et al. Les céramo-céramiques. Dossier ADF. Paris: Association Dentaire Française; 2011.
  28. Étienne O, Laure A, Grégoire F, Frédéric H, Colas L, Elise P, et al. Restaurations esthétiques en céramique collée. Collection JPIO. Malakoff: CdP; 2016.
  29. Dejou J. Les céramiques. Société Francophone de Biomateriaux Dentaires; 2009.
  30. Guess PC, Kulis A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater.* 2008 Nov;24(11):1556–67.
  31. Sadoun M, Ferrari J-L. Classification des céramiques dentaires. *Encycl Med Chir (Paris), Odontologie, 23-065-G-10, 1995.*
  32. Walter A, Helfer M, Archien C. Comportement in vitro des céramiques dentaires dans le milieu salivaire. *Stratégie Prothétique.* 2009;9(2):131–42.
  33. Margossian P, Laborde G. Restaurations céramo-céramiques. *Encycl Med Chir (Paris), Odontologie, 23-272-C-15, 2007*
  34. Cheylan J-M, Archien C. Biocompatibilité des métaux, alliages et céramiques dentaires. *Réal Clin.* 2005;16(2):169–86.
  35. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955;34(6):849–53.
  36. Paffenbarger GC, Sweeney WT, Isaacs A. A preliminary report on the zinc phosphate cements. *J Am Dent Assoc.* 1933 Nov;20(11):1960–82.
  37. Auzias F, Bonnel A, Pot D. Évolution des ciments dentaires: du ciment aux orthophosphates au ciment au ionomère de verre. *Encycl Med Chir (Paris), Odontologie, 23-065-K-10, 1989.*
  38. Degrange M. Les systèmes adhésifs amélo-dentaires. *Réal Clin.* 2005;16:327–48.
  39. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res.* 2004 Jun;83(6):454–8.
  40. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955;34(6):849–53.
  41. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore

- memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*. 2003 Jun;28(3):215–35.
42. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*. 2007 Sep;28(26):3757–85.
  43. Cheron R, Degrange M. Colles et ciments. S’y retrouver et choisir. *Inf Dent*. 2007;89(18):1–8.
  44. Gerdolle D, Drossart M, Bazos P. Evolution des normes de préparation pour inlay/onlays postérieurs au maxillaire. *Réal Clin*. 2014;25(4):307–16.
  45. Ogolnik R, Picard B. Les ciments de scellement. Etude comparative. *J Biomater Dent*. 1986;2:153–64.
  46. Roulet J-F, Michel D. Collage et adhésion la révolution silencieuse. Paris: Quintessence International; 2000.
  47. Magne P, Besler U, Francine L. Restaurations adhésives en céramique sur dents antérieures approche biomimétique. Paris: Quintessence International; 2003.
  48. Magne P. Interview. *Br Dent J*. 2012;213(4):189–91.
  49. Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A. Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent*. 2000 Aug;25(4):324–30.
  50. Besler U. Changement de paradigmes en prothèse conjointe. *Réal Clin*. 2010;21(2):70–95.
  51. Magne P, Tan DT. Incisor compliance following operative procedures: a rapid 3-D finite element analysis using micro-CT data. *J Adhes Dent*. 2008 Feb;10(1):49–56.
  52. Bazos P, Magne P. Bio-emulation: biomimetically emulating nature utilizing a histo-anatomic approach; structural analysis. *Eur J Esthet Dent*. 2011;6(1):8–19.
  53. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater*. 2007 Jan;23(1):71–80.
  54. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent*. 2000 Mar;28(3):163–77.
  55. Dietschi D, Roberto S, Francine L. Restaurations esthétiques collées composites et céramique dans les traitements esthétiques des dents postérieures. Paris: Quintessence International; 1997.
  56. Lasfargues J-J, Kaleka R, Louis J-J. Le concept SiSta un nouveau guide de thérapeutique en cariologie. *Réal Clin*. 2000;11(1):103–22.
  57. Tirlet G, Attal JP. Le gradient thérapeutique : un concept médical pour les traitements esthétiques. *Inf Dent*. 2009;91(41/42):2561–8.
  58. Creugers NH, Käyser AF, van ’t Hof MA. A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges. *Community Dent Oral Epidemiol*. 1994 Dec;22(6):448–52.
  59. van Dijken JWV, Hasselrot L. A prospective 15-year evaluation of extensive dentin-enamel-bonded pressed ceramic coverages. *Dent Mater*. 2010 Sep;26(9):929–39.
  60. Christensen GJ. What is a veneer? Resolving the confusion. *J Am Dent Assoc*. 2004

Nov;135(11):1574–6.

61. Federlin M, Krifka S, Herpich M, Hiller K-A, Schmalz G. Partial ceramic crowns: influence of ceramic thickness, preparation design and luting material on fracture resistance and marginal integrity in vitro. *Oper Dent*. 2007 Jun;32(3):251–60.
62. Hajt6 J, Marinescu C, Ahlers O. Inlays et onlays en c6ramique. Crit6res de succ6s. *R6al Clin*. 2013;24(4):99–104.
63. Krifka S, Anthofer T, Fritsch M, Hiller K-A, Schmalz G, Federlin M. Ceramic inlays and partial ceramic crowns: influence of remaining cusp wall thickness on the marginal integrity and enamel crack formation in vitro. *Oper Dent*. 2009 Feb;34(1):32–42.
64. Macpherson LC, Smith BG. Reinforcement of weakened cusps by adhesive restorative materials: an in-vitro study. *Br Dent J*. 1995 May;178(9):341–4.
65. Magne P, Perroud R, Hodges JS, Belser UC. Clinical performance of novel-design porcelain veneers for the recovery of coronal volume and length. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2000 Oct;20(5):440–57.
66. Magne P, Douglas WH. Design optimization and evolution of bonded ceramics for the anterior dentition: a finite-element analysis. *Quintessence Int (Berlin)* 1999 Oct;30(10):661–72.
67. Beier US, Kapferer I, Burtscher D, Giesinger JM, Dumfahrt H. Clinical performance of all-ceramic inlay and onlay restorations in posterior teeth. *Int J Prosthodont*. 2012 Aug;25(4):395–402.

## Table des illustrations

Figure 1 : Valeur de la rétention en fonction de l'angle de dépouille <sup>(4)</sup> .....	13
Figure 2: Angle de convergence idéal <sup>(4)</sup> .....	14
Figure 3 : Angle de convergence idéal en fonction du type de dent et du plan <sup>(4)</sup> .....	15
Figure 4 : Rétention et hauteur de préparation <sup>(10)</sup> .....	16
Figure 5 : Rétention et diamètre de préparation <sup>(10)</sup> .....	16
Figure 6 : Rétention et création de puits <sup>(10)</sup> .....	18
Figure 7 : Rotation et forme de rainure <sup>(10)</sup> .....	19
Figure 8 : Réduction axiale et surcontours <sup>(10)</sup> .....	20
Figure 9 : Comparaison entre réduction axiale idéale (A) et insuffisante (B et C) <sup>(4)</sup> .....	21
Figure 10 : Types de limites cervicales <sup>(14)</sup> .....	22
Figure 11 : Les trois familles de céramiques <sup>(28)</sup> .....	32
Figure 12 : Céramique et propagation de fissure <sup>(29)</sup> .....	33
Figure 13 : Composite déposé et curetage effectué après mise en place de la digue, photographie par Coué .....	60
Figure 14 : Restauration provisoire par technique directe à l'aide d'une résine composite, photographie par Coué .....	61
Figure 15 : Vue occlusale de la préparation, photographie par Coué .....	62
Figure 16 : Vue occluso-vestibulaire de la préparation, photographie par Coué.....	63

Figure 17 : Vue palatine de la pièce céramique sur le modèle en plâtre, photographie par Coué ..... 64

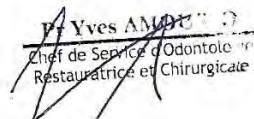
Figure 18 : Vue vestibulaire de la restauration après collage, photographie par Coué ..... 65



UNIVERSITÉ DE NANTES  
UNITÉ DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

---

Vu le Président du Jury,

  
~~Yves AMOZ~~  
Chef de Service d'Odontologie  
Restauration et Chirurgicale

*Vu et permis d'imprimer*

Vu le Doyen,



Pr Bernard GIUMELLI

**COUÉ (Émilien).** – Évolution des principes de préparation : de la prothèse scellée à la prothèse collée. – 75 f. ; 18 ill. ; 67 ref. ; 30cm (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2017)

## **RESUME**

Avec le développement des techniques de collage dans les années 1990, une évolution des principes de préparations entre la prothèse scellée et la prothèse collée était nécessaire.

La prothèse scellée est basée exclusivement sur des impératifs de rétention mécanique. Grâce au développement des matériaux et des techniques d'assemblage, il existe une adhésion vraie entre la restauration et son substrat dentaire. Ainsi la prothèse collée a pu s'affranchir des impératifs purement mécaniques pour dépendre de nouveaux concepts plus conservateurs.

Dans ce travail nous rappellerons les principes de préparations qui régissent la prothèse scellée.

Dans un second temps nous présenterons les évolutions des matériaux utilisés pour les restaurations et leur assemblage.

Enfin, les conséquences de ces évolutions sur les principes de préparation en prothèse collée seront détaillées.

**RUBRIQUE DE CLASSEMENT** : Prothèse conjointe

## **MOTS CLES MESH**

Préparation de dent – tooth preparation

Collage dentaire – bonding, dental

Cimentation - cementation

Evolution - evolution

Matériaux dentaires – dental materials

## **JURY**

Président : Professeur Amouriq Y.

Assesseur : Professeur Le Guehenec L.

Directeur : Docteur Bodic F.

Assesseur : Docteur Jordana F.

## **ADRESSE DE L'AUTEUR**

26 rue Beaurepaire – 49400 Saumur

emiliencoue@hotmail.fr