

UNIVERSITE DE NANTES

UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE  
EN ODONTOLOGIE

-----

Année 2008

Thèse n° 41

**INTERETS ET LIMITES DES ARMATURES  
TOUT-CERAMIQUE  
EN PROTHESE FIXEE**

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

*Présentée  
et soutenue publiquement par :*

**HUGEL Guillaume**

Né le 21/12/1982

Le 02/12/2008 devant le jury ci-dessous :

Président : Monsieur le Professeur Alain JEAN  
Assesseurs : Monsieur le Docteur François BODIC  
Monsieur le Docteur Pierre LE BARS

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur Yves AMOURIQ

# **TABLE DES MATIERES**

<b>TABLE DES MATIERES .....</b>	<b>1</b>
<b>INTRODUCTION.....</b>	<b>8</b>
<b>1. HISTORIQUE .....</b>	<b>9</b>
1.1. De la Préhistoire au XVIIe siècle.....	9
1.2. Alexis Duchateau l'apothicaire.....	10
1.3. Nicolas Dubois de Chémant.....	11
1.4. Guisseppangelo Fonzi .....	11
1.5. Land.....	14
1.6. Les XXe et XXIe siècles .....	14
<b>2. DEFINITIONS .....</b>	<b>16</b>
2.1. Céramiques classiques .....	16
2.2. Céramiques nouvelles ou industrielles .....	17
<b>3. CLASSIFICATIONS .....</b>	<b>18</b>
3.1. Classification ancienne : en fonction de la température de fusion. ....	18
3.2. Classification actuelle : Sadoun et Ferrari :.....	18
3.2.1. Selon la nature chimique du matériau .....	19
3.2.1.1. Céramiques feldspathiques .....	19
3.2.1.1.1. Oxydes principaux .....	20
3.2.1.1.2. Oxydes modificateurs.....	20
3.2.1.1.3. Oxydes mineurs .....	20
3.2.1.2. Céramiques alumineuses.....	21
3.2.1.3. Vitrocéramiques .....	21
3.2.1.4. Céramiques à base de Zirconium.....	24
3.2.1.4.1. Le Zirconium.....	25
3.2.1.4.2. La Zirconium .....	28
3.2.2. Selon le procédé de mise en forme.....	32

3.2.2.1.	Cuisson sur revêtement.....	32
3.2.2.2.	Céramiques injectées .....	32
3.2.2.3.	Coulée à la cire perdue et vitrocéramisation .....	34
3.2.2.4.	Barbottine, frittage et infiltration de verre fondu.....	34
3.2.2.5.	Usinage.....	35
3.2.2.5.1.	Empreinte optique.....	37
3.2.2.5.2.	Conception informatique.....	39
3.2.2.5.3.	Usinage .....	40
3.2.3.	Selon la microstructure.....	44
<b>4.</b>	<b>PROPRIETES DES CERAMIQUES .....</b>	<b>45</b>
<b>4.1.</b>	<b>Propriétés mécaniques.....</b>	<b>45</b>
4.1.1.	Comportement mécanique.....	45
4.1.2.	Module d'élasticité.....	45
4.1.3.	Rupture en flexion.....	46
4.1.4.	Ténacité.....	46
4.1.5.	Résistance à la fatigue .....	47
4.1.6.	Résistance à la compression .....	47
4.1.7.	Dureté et coefficient d'abrasion.....	48
4.1.8.	Facteurs influençant la résistance mécanique .....	48
4.1.8.1.	Taux de porosité.....	48
4.1.8.2.	Température de cuisson .....	49
4.1.8.3.	Contraintes internes.....	49
4.1.8.4.	Microstructure.....	49
4.1.8.5.	Etat de surface.....	49
4.1.9.	Renforcement des céramiques .....	50
<b>4.2.</b>	<b>Propriétés physiques.....</b>	<b>51</b>
4.2.1.	Propriétés thermiques.....	51
4.2.2.	Propriétés optiques.....	52
4.2.3.	Propriétés électriques .....	53
<b>4.3.</b>	<b>Propriétés chimiques .....</b>	<b>53</b>
<b>5.</b>	<b>PROPRIETES DES ARMATURES METALLIQUES .....</b>	<b>54</b>
<b>5.1.</b>	<b>Alliages précieux.....</b>	<b>54</b>
5.1.1.	Classifications.....	54
5.1.1.1.	Classification de l'American Dental Association (ADA).....	54
5.1.1.2.	Classification NF EN ISO (France – International).....	54

5.1.1.3.	Classification en fonction de leur utilisation .....	55
5.1.1.4.	Classification AFNOR.....	55
5.1.2.	Constituants.....	56
5.1.2.1.	Constituants principaux .....	56
5.1.2.2.	Constituants secondaires.....	57
5.1.3.	Propriétés.....	57
5.1.3.1.	Propriétés physiques et mécaniques .....	57
5.1.3.2.	Propriétés thermiques .....	58
5.1.3.3.	Corrosion .....	58
5.1.3.4.	Biocompatibilité, toxicité et allergies .....	59
5.1.4.	Alliages principaux, comportement vis-à-vis de la céramique cosmétique .....	59
5.1.4.1.	Alliages à haute teneur en or.....	59
5.1.4.2.	Alliages à faible teneur en or, type or-palladium-argent.....	60
5.1.4.3.	Alliages à faible teneur en or, type or-palladium.....	60
5.1.4.4.	Alliages palladium-argent.....	60
5.1.4.5.	Alliages palladium-cuivre.....	61
5.1.4.6.	Alliages palladium-cobalt .....	61
<b>5.2.</b>	<b>Alliages non précieux.....</b>	<b>62</b>
5.2.1.	Classification .....	62
5.2.2.	Constituants.....	62
5.2.2.1.	Constituants principaux .....	63
5.2.2.2.	Constituants secondaires.....	63
5.2.3.	Propriétés.....	64
5.2.3.1.	Propriétés physiques et mécaniques .....	64
5.2.3.2.	Corrosion .....	64
5.2.3.3.	Propriétés thermiques .....	64
5.2.3.4.	Biocompatibilité, toxicité et allergies .....	65
<b>5.3.</b>	<b>Alliages de titane.....</b>	<b>66</b>
5.3.1.	Classifications.....	66
5.3.2.	Constituants.....	67
5.3.2.1.	Le titane et ses formes cristallines .....	67
5.3.2.2.	Éléments d'addition.....	67
5.3.2.2.1.	Éléments alphagènes .....	68
5.3.2.2.2.	Éléments bêtagènes.....	68
5.3.2.2.3.	Éléments neutres .....	68
5.3.3.	Propriétés.....	69
5.3.3.1.	Propriétés physiques et mécaniques .....	69
5.3.3.2.	Propriétés thermiques .....	69
5.3.3.3.	Corrosion .....	69

5.3.3.4. Biocompatibilité, cytotoxicité et allergies.....	70
5.3.4. Alliages et liaison avec la céramique cosmétique .....	70

## **6. PRINCIPAUX SYSTEMES TOUT-CERAMIQUE ..... 71**

<b>6.1. Système IPS Empress II®.....</b>	<b>73</b>
6.1.1. Procédé.....	73
6.1.2. Indications .....	75
6.1.3. Contre-indications.....	75
<b>6.2. Système Wolceram®.....</b>	<b>76</b>
6.2.1. Procédé.....	76
6.2.2. Indications .....	78
6.2.3. Contre-indications.....	78
6.2.4. Avantages du système Wolceram® .....	78
<b>6.3. Système InCeram®.....</b>	<b>79</b>
6.3.1. Matériaux .....	79
6.3.2. Procédé.....	81
6.3.3. Indications .....	84
6.3.4. Contre-indications.....	86
<b>6.4. Kavo Everest.....</b>	<b>87</b>
6.4.1. Matériaux .....	87
6.4.2. Procédé.....	92
6.4.3. Indications .....	93
6.4.4. Contre-indications.....	93
<b>6.5. Système Procera .....</b>	<b>94</b>
6.5.1. Matériaux .....	94
6.5.2. Procédé.....	96
6.5.3. Indications .....	97
6.5.4. Exemples cliniques .....	98
6.5.5. Contre-indications.....	100
<b>6.6. Système Lava .....</b>	<b>101</b>
6.6.1. La zircone stabilisée à l'oxyde d'yttrium .....	101
6.6.2. Procédé.....	102
6.6.3. Esthétique du système Lava.....	103
6.6.4. Pérennité des restaurations .....	104
6.6.5. Indications .....	104
6.6.6. Contre-indications.....	104

<b>6.7.</b>	<b>Système CEREC .....</b>	<b>105</b>
6.7.1.	Historique .....	105
6.7.2.	Céramiques utilisées .....	110
6.7.3.	Capture de données / Scannage.....	114
6.7.4.	Conception informatique de la restauration .....	117
6.7.5.	Usinage .....	119
6.7.6.	CEREC InLab.....	120
6.7.7.	Indications .....	122
6.7.8.	Contre-indications.....	123
6.7.9.	Cas clinique.....	124
6.7.10.	Recul clinique.....	125
<b>7.</b>	<b>INDICATIONS ET PREPARATIONS .....</b>	<b>127</b>
<b>7.1.</b>	<b>Facettes .....</b>	<b>127</b>
7.1.1.	Indications .....	128
7.1.2.	Contre-indications.....	128
7.1.3.	Préparation .....	128
<b>7.2.</b>	<b>Inlays / Onlays .....</b>	<b>130</b>
7.2.1.	Indications .....	130
7.2.2.	Contre-indications.....	130
7.2.3.	Préparation .....	130
<b>7.3.</b>	<b>Couronnes unitaires.....</b>	<b>132</b>
7.3.1.	Indications .....	132
7.3.2.	Contre-indications.....	132
7.3.3.	Préparation .....	133
<b>7.4.</b>	<b>Bridges .....</b>	<b>134</b>
7.4.1.	Indications .....	135
7.4.2.	Contre-indications.....	136
<b>8.</b>	<b>SCELLEMENT OU COLLAGE ? .....</b>	<b>137</b>
<b>8.1.</b>	<b>Matériaux .....</b>	<b>137</b>
8.1.1.	Ciments .....	137
8.1.2.	Colles .....	138
8.1.3.	Matériaux hybrides .....	138
<b>8.2.</b>	<b>En fonction de la situation clinique .....</b>	<b>139</b>

<b>8.3.</b>	<b>En fonction du matériau d'infrastructure.....</b>	<b>139</b>
8.3.1.	Céramiques feldspathiques .....	139
8.3.2.	Couronnes à armature Alumine ou Zircone.....	141
<b>8.4.</b>	<b>Tableau récapitulatif .....</b>	<b>142</b>
<b>9.</b>	<b>COMPARATIF CERAMOMETAL / TOUT-CERAMIQUE .....</b>	<b>144</b>
<b>10.</b>	<b>PERSPECTIVES D'AVENIR.....</b>	<b>145</b>
10.1.	Le tout-céramique en implantologie : exemple de l'implant ZIR-ROC .....	145
10.2.	Céramique IPS e.Max.....	148
10.3.	Céramique Diacor .....	150
	<b>CONCLUSION .....</b>	<b>151</b>
	<b>GLOSSAIRE .....</b>	<b>152</b>
	<b>REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES .....</b>	<b>181</b>

## **INTRODUCTION**

Depuis toujours, la prothèse en odontologie s'est attelée à restaurer la fonction occlusale, afin de permettre au patient de retrouver une mastication satisfaisante. Si à l'origine, les couronnes prothétiques furent conçues à base de céramique esthétique, les premières restaurations coronaires de durée de vie satisfaisante furent réalisées entièrement en métal.

Devant l'aspect fonctionnel mais inesthétique du procédé, le développement de la prothèse fixée s'est tourné vers les restaurations mixtes, une armature métallique sous une céramique cosmétique. Mais à l'heure où l'esthétique prend une dimension de plus en plus grande dans les doléances des patients, les procédés céramométalliques, bien que fiables, ne donnent plus autant satisfaction, d'autant que la présence de métal en bouche n'est pas sans conséquence, avec la susceptibilité à la corrosion, les problèmes de biocompatibilité et les risques allergiques que l'on connaît. Cependant, les alliages précieux ont toujours eu des indications pouvant rivaliser avec le tout-céramique, notamment les bridges longue portée.

La recherche en prothèse dentaire s'est donc tournée vers une autre voie : les couronnes tout-céramique. Si les débuts de la méthode ne donnaient pas satisfaction en terme de durée de vie, force est de constater que l'amélioration constante des divers procédés existant aujourd'hui tend à prendre le pas sur les prothèses à armature métallique, dans le but final d'éliminer tout élément métallique en bouche, avec un rendu esthétique nettement amélioré.

Nous évoquerons dans un premier temps la nature des céramiques utilisées en odontologie, puis nous passerons en revue les principaux procédés existants, avant de conclure par une comparaison entre céramocéramique et céramométal.



# **1. HISTORIQUE**

## **1.1. De la Préhistoire au XVIIe siècle**

La céramique, tout premier « art du feu » à apparaître, bien avant les métaux et verres, regroupe l'ensemble des objets réalisés à partir de terre cuite, qui a subi une transformation physico-chimique irréversible au cours d'une cuisson à température plus ou moins élevée [75].

Le mot céramique provient du grec ancien κέραμος / *kéramos*, qui signifie « terre à potier », « argile ». Il a donné son nom à un quartier d'Athènes, le Céramique. Les exemplaires de céramique préhistorique les plus anciens remontent au Néolithique. Leur apparition est estimée au X<sup>e</sup> millénaire av JC en Extrême-Orient, au VII<sup>e</sup> au Proche-Orient, et au VI<sup>e</sup> en Occident. Certains sont de simples objets de la vie quotidienne, d'autres sont des créations d'artistes [5 ; 45].

D'abord issues de techniques de modelage, les céramiques prennent un nouvel essor avec l'invention du tour, durant l'Antiquité, permettant ainsi un gain de temps dans leur confection.

L'utilisation d'oxydes métalliques, en Grèce, pour modifier la couleur de la céramique permet de développer de nouvelles techniques de décorations. Cette méthode sera reprise par le monde gallo-romain, notamment avec la technique de la *terra sigillata* dont un des centres principaux de production est le site de La Graufesenque.

Mais c'est la découverte du décor vitrifié (à base d'eau, de silice et de colorants), déjà employée dans l'Empire byzantin et en terre d'Islam, qui permet au X<sup>e</sup> siècle le développement de la poterie vernissée. La technique de la terre vernissée arrive à son apogée en France entre le XIV<sup>e</sup> et le XVI<sup>e</sup> siècle, notamment avec les travaux sur l'émail de Bernard Palissy. L'Espagne subit aussi l'influence artistique des Arabes et un art hispano-mauresque se développe vers la même période [45].

Ce n'est qu'à partir du XVI<sup>e</sup> siècle, et les voyages des portugais, que la faïence chinoise, dont les débuts remontent à l'ère Tang, arrive en Europe à grande échelle, bien qu'elle soit connue depuis le Moyen Age. Les céramiques chinoises étant fabriquées à partir de kaolin et de feldspath, ce n'est qu'au XVIII<sup>e</sup> que la France fabriquera ses propres céramiques (Sèvres, Limoges, Paris).

Il faudra attendre la fin du XVIII<sup>e</sup> siècle avant de voir ses toutes premières utilisations en médecine dentaire [5].

## **1.2. Alexis Duchateau l'apothicaire**

C'est en 1774 que fut utilisée pour la toute première fois la céramique en dentisterie. Alexis Duchateau, apothicaire de profession à Saint-Germain-en-Laye, eut le premier l'idée d'utiliser la céramique comme matériau pour sa propre prothèse dentaire [5].

A l'époque, les appareils restaurateurs étaient conçus à base de dents de cadavres, ou d'ivoire d'éléphant ou d'hippopotame, ce qui n'était pas sans présenter de sérieux inconvénients, d'ordre esthétique d'une part, la faute à un assombrissement important avec le temps des dents prothétiques, d'ordre mécanique, puisque la dessiccation et l'usure prématurée rendaient nécessaires de nombreux ajustements, et d'ordre hygiénique d'autre part, puisque les porosités de ces dents artificielles facilitaient grandement fermentations et développements bactériens, source d'infections et d'halitose sévère.

Les remèdes buccaux du XVIII<sup>e</sup> siècle étant plus qu'imparfaits, Duchateau orienta donc ses recherches vers un matériau plus sûr, plus beau, plus solide et plus propre. Le caractère inaltérable et non poreux, associé à une robustesse suffisante pour permettre une bonne mastication, fit donc de la céramique le matériau de choix envers lequel Duchateau allait pouvoir orienter ses recherches.

Après plusieurs essais infructueux, de part la délicatesse du calcul de la rétraction lors de la cuisson, et donc de la difficulté à obtenir un appareil suffisamment adapté à sa denture et à son occlusion, il parvint enfin à un résultat très satisfaisant, qui l'incita à produire d'autres

prothèses pour les fortunes de l'époque. Mais ses lacunes en art dentaire le conduisirent d'échecs en échecs, ce qui l'incita à renoncer dans cette voie [28 ; 45].

### **1.3. Nicolas Dubois de Chémant**

Douze années plus tard, ayant eu vent des travaux de Duchateau, Nicolas Dubois de Chémant, dentiste parisien, vint à la rencontre de l'apothicaire, afin de connaître ses techniques pour tenter de les perfectionner. Mais leur collaboration s'acheva prématurément et piteusement, puisque Dubois de Chémant, avide de reconnaissance et de monopole, s'empessa de déposer un brevet d'exploitation exclusif, laissant Duchateau sans la part qui lui était due.

Ce dernier eut beau, à l'aide d'autres dentistes, lui intenter un procès pour lui contester la priorité de l'invention, Dubois de Chémant en sortit grand vainqueur et s'assura le privilège unique du développement des dentiers en céramiques pendant quinze années [29]. Il s'exilera plus tard en Angleterre, pour échapper aux troubles naissants dans l'Hexagone, sous la bienveillance du Roi qui lui attribuera de nouveau douze années de monopole [5 ; 28].

### **1.4. Guisseppangelo Fonzi**

Ce sont les travaux de Fonzi, génial touche-à-tout italien, qui vont donner un nouvel attrait aux prothèses dentaires. Tandis que la méthode Dubois de Chémant consistait en un travail sur un bloc massif prothétique, avec les risques d'échecs importants, la faute à la rétraction de cuisson, Fonzi eut l'idée de dissocier la construction des dents et celle de leur support, facilitant ainsi la mise en place des odontes artificiels sur la prothèse, diminuant grandement le taux d'échecs, et permettant un gain de temps substantiel [5].

Il incluait avant cuisson de la porcelaine, une tige de platine, métal nouveau pour l'époque, puisque ses propriétés ne furent connues qu'en 1748, pour solidariser dents et base prothétique. Le platine avait pour lui d'être tenace, ductile et élastique, mais surtout de

posséder un coefficient de dilatation sensiblement voisin de celui du verre, ce qui limitait les problèmes lors de la cuisson et assurait une bonne liaison entre les deux éléments [84].

Ses travaux passeront devant une commission de l'Athénée des Arts en 1808, où il sera grandement félicité, tant du point de vue artistique pour le rendu de ses prothèses, que du niveau biologique et physicomécanique [84].

Mais l'apport de Fonzi à la dentisterie prothétique ne s'arrête pas là, puisqu'en utilisant des crochets dits « élastiques », en lieu et places des anciennes bandes enserrant les dents restantes, il donne naissance au concept même du crochet métallique, principe toujours utilisé aujourd'hui dans les prothèses amovibles [45].

Il est également le premier à utiliser une base métallique, or puis platine, en lieu et place du bloc dent-base en porcelaine préconisé par Dubois de Chémant. En effet, étant donné les problèmes de grandes variations volumiques des prothèses « tout-céramique », le taux d'insuccès était très élevé, l'inadaptation très grande et les appareils le plus souvent traumatisants. Le passage à une base métallique permettait de résoudre le problème de déformation, s'adaptait donc mieux en bouche et était bien moins encombrant.

Après avoir prit une empreinte en cire du maxillaire à appareiller, Fonzi en coulait un modèle plâtre, dont il faisait une nouvelle empreinte en argile cette fois, pour obtenir au final un modèle de bronze. C'est sur cette base qu'il appliquait une plaque d'or qui fera office de châssis. Ne reste alors qu'à monter les dents prothétiques en porcelaine, montées sur un pied de platine.

L'italien utilisera également le principe du crampon métallique pour réaliser des dents à tenon en prothèse fixée unitaire, ce crampon étant latéral pour les prothèses amovibles.

L'apport esthétique de Fonzi est également très important, puisqu'il sera le premier à ajouter différents oxydes à la pâte destinée à devenir les dents artificielles, afin d'obtenir près de 26 teintes différentes. Il parviendra même à obtenir une teinte translucide, d'un résultat visuel pour la première fois de l'histoire semblable à une dent naturelle [45].

En effet, tout comme les dents naturelles, les dents « terro-métalliques » sont réalisées en deux parties distinctes :

- Une couche interne, opaque, faisant office de dentine, composée de terre argileuse de Limoges, ou Kaolin.
- Une couche externe, de surface, translucide, simulant l'émail, réalisée à partir de silice de Limoges. C'est cette épaisseur qui donne l'éclat naturel aux dents artificielles.

Les éloges se succèdent, et Fonzi bénéficie d'une publicité sans pareil.

La dentisterie esthétique était née [84].

Mais Fonzi s'attirera les foudres de bien des confrères, jaloux de la qualité de son travail et de son succès, tels Dubois-Foucou, conspuant ce « dentiste étranger, à qui il conviendrait qu'on apprenne le français » ou bien Ricci, tous deux militants contre les méthodes de Fonzi, au profit de leurs propres procédés.

Le populaire italien accepta le défi, et démonta point par point les accusations de ses détracteurs dans son ouvrage : « Exposé de nouveaux procédés pour la conception des dents dites de composition et sur la lettre adressée à Messieurs les dentistes. ». Il ira même jusqu'à proposer à ses rivaux de partager ses méthodes et découvertes, afin que ceux-ci abandonnent définitivement le recours aux dents de cadavres [45].

La conclusion de son œuvre résume toute la philosophie de Fonzi, parfaitement opposée à celle d'un Dubois de Chémant, par exemple : « Je m'estimerais plus heureux en simplifiant la marche de ceux qui viendront après moi, et en tarissant en leur faveur toutes les ruses de l'ennemi, des jalousies et des rivalités dans un art dont l'uniformité de théorie et de pratique sera enfin fixée et constante. » [84].

On peut y voir l'idée naissante de la réalisation industrielle de dents prothétiques, mais son essor sera grandement retardé par le conservatisme, la méfiance et la tradition, qui prirent longtemps le pas sur l'avancée technologique. [6]

## **1.5. Land**

A la fin du XIX<sup>e</sup> siècle, C.H. Land a présenté la couronne "Jacket" en céramique pour la restauration de dents fortement délabrées, ce qui était assez largement répandu. A partir de là, les céramiques dentaires vont se démocratiser, et les méthodes d'utilisation se diversifier.

L'invention de la chape métallique en renfort, masqué par la céramique esthétique, permet d'élargir grandement, au niveau pérennité, le panel de solutions pour réhabiliter les dentures des patients. Mais cela n'est pas sans une perte esthétique, et une nouvelle source de complications pour le travail du prothésiste (malgré l'utilisation d'or, en feuille sous-jacente à la céramique) [5].

## **1.6. Les XXe et XXIe siècles**

Si la découverte des couronnes céramo-métalliques ouvre de nouvelles voies thérapeutiques, les recherches sur les prothèses totalement céramiques se poursuivent, avec pour objectif premier d'augmenter la résistance de la couronne.

En 1952, Stookey développe la technique de la céramique de verre, pour la société Corning Glass. Afin d'éliminer au maximum les porosités inhérentes à la préparation et la cuisson à air, Vines et coll. propose la cuisson sous vide des poudres fines de céramique. McLean et Hugues créent la première couronne Jacket céramique sur chape alumineuse, dont le rendu est meilleur que les céramo-métal, mais restent en retrait par rapport à une couronne totalement céramique, du à l'opacité de l'alumine. Elles sont également assez fragiles, et le joint cervical manque d'étanchéité [21].

En 1968, McCulloch applique la céramique de verre à la prothèse amovible.

Le procédé Cerestore®, par Riley et Sozio, apparaît en 1983. Il s'agit d'une céramique alumineuse sans retrait [65].

L'année suivante, en 1984, Adair et Grossman dévoilent leur version de la vitrocéramique, commercialisée par la firme DeTrey sous le nom de Dicor®.

Iwata et Hobo créent en 1985 le procédé Cerapearl®, une céramique dont le cristal principal est à base d'hydroxyapatite.

C'est à la fin des années 1980 que les céramiques modernes firent leur apparition, avec en premier lieu, la sortie sur le marché du procédé InCeram® en 1989, mis au point quatre années auparavant par Sadoun.

En 1987, Shearer et Wohlwend achèvent leurs travaux sur une céramique pressée. Elle sera mise sur le marché par Ivoclar Vivadent® en 1991, et prendra le nom de IPS Empress.

L'apparition de la CAO-CFAO en odontologie prothétique, dont le précurseur fut Duret en 1988, va révolutionner le monde de la céramique, avec l'apparition des procédés CEREC® (Mörmann et Brandestini, 1989) et Procera® (Anderson et Oden, 1992). Ces deux systèmes auront de multiples évolutions par la suite.

## **2. DEFINITIONS**

Les céramiques regroupent l'ensemble des matériaux non organiques, non métalliques, à liaison ionique ou covalente, mis en forme à partir d'une poudre de granulométrie adaptée, dont la consolidation se fait par :

- Frittage (fusion) : Vitrification préparatoire de la poudre céramique pour en éliminer certaines substances. La poudre d'alliage est frittée sur un modèle en revêtement réfractaire. Lors du frittage, la résine se calcine et produit de la silice.
- Cristallinisation : Passage d'un état désordonné à ordonné solide.

On distingue :

- Les céramiques anciennes ou classiques :
- Les céramiques nouvelles ou industrielles :

### **2.1. Céramiques classiques**

L'élément plastifiant de base est l'argile, type kaolin (aluminosilicate hydraté), utilisé dans les poteries blanches, porcelaines, et autres faïences. On y ajoute des éléments non plastiques, sable, quartz, pâte déjà cuite, fondants (feldspath, craie), ainsi que des opacifiants et des colorants [75].

- Céramiques poreuses : Poteries et objets décoratifs divers.
- Céramiques imperméables : Grès, céramiques dures et tendres, céramiques sanitaires



## **2.2. Céramiques nouvelles ou industrielles**

Ces céramiques ne comportent pas de silicates, mais sont à bases d'oxydes purs, de carbures, nitrures, siliciures et borures. Ces différents produits sont frittés à partir, le plus souvent, de composés binaires [75].

Les nouvelles céramiques ont pour elles une bien meilleure robustesse, tout en conservant le potentiel esthétique et biocompatible des anciennes.

Leur évolution au niveau des caractéristiques mécaniques se fait à deux niveaux :

- Travail sur la limitation de la propagation des fissures, avec la dispersion d'une phase à haute teneur en cristaux, dans une matrice vitreuse.
- Mise en œuvre de nouveaux procédés de fabrication, mise en forme des céramiques, à base de zircone ou d'alumine, qui servent de support rigide à une céramique feldspathique classique esthétique.

Les céramiques dentaires sont issues de matériaux composés chimiquement de 99% d'oxydes (avec traces de fluorures), mis en forme à partir d'une poudre, dont la consolidation fait appel à un frittage en phase solide ou liquide [75].

La plupart des matériaux céramiques utilisés en odontologie prothétique sont des verres chargés par une phase cristalline chargée en plus ou moins grande quantité. On peut donc parler de céramique vitreuse, car le principal constituant est l'aluminosilicate alcalin.

Ces nouvelles céramiques vitreuses permettent d'augmenter la solidité et la résistance à la propagation des fractures et micro fêlures de surface, qui, sous une contrainte, pourraient produire une fracture totale de la restauration prothétique.

### **3. CLASSIFICATIONS**

#### **3.1. Classification ancienne : en fonction de la température de fusion.**

Type de céramique	Température de fusion	Indications
Céramique haute fusion	1280 – 1390 °C	Prothèse adjointe
Céramique moyenne fusion	1090 – 1260 °C	« Jacket » ou matrice platine
Céramique basse fusion	870 – 1065 °C	Céramométallique pour émailage des métaux
Céramique Très basse fusion	660 – 780 °C	Céramométallique pour émailage du Titane et de l'Or

**Tableau 1: Classification des céramiques en fonction de la température de fusion [82]**

Les céramiques de basse fusion sont de loin les plus utilisées.

Les céramiques de très basse fusion peuvent être utilisées pour réaliser les joints céramique-dent, ou encore réparer éclats et fractures. On peut aussi les utiliser dans la réalisation d'onlays et inlays céramiques.

#### **3.2. Classification actuelle : Sadoun et Ferrari :**

Le panel de céramiques disponible pour la prothèse dentaire est extrêmement vaste. Les diverses propriétés des matériaux, résistance mécanique, précision d'adaptation, microstructure, propriétés optiques, résultent non seulement du matériau utilisé, de sa nature chimique, mais également du procédé de mise en forme. Un même matériau mis en forme sous deux procédés différents aura des caractéristiques pouvant être très différentes. De même, une même méthode de mise en forme ne donnera pas le même résultat selon le matériau utilisé. Il est donc indispensable d'établir une classification basée sur la nature chimique, la microstructure et le procédé de mise en forme [75 ; 82].

### **3.2.1. Selon la nature chimique du matériau**

#### **3.2.1.1. Céramiques feldspathiques**

Ces céramiques sont à base de silicium, d'aluminium et d'oxygène, auxquels sont ajoutés sodium, potassium, calcium, dont les proportions vont faire varier la température de fusion (diminuant avec le sodium, augmentant avec le potassium). Ce sont les céramiques traditionnelles, destinées à l'émaillage des couronnes céramométalliques [68 ; 82].

La céramique Vitadur N, créée pour la jacket alumineuse de McLean, en est l'exemple le plus connu [75].

De nouvelles céramiques, à haute teneur en leucite, voient leur résistance mécanique améliorée, et un coefficient de dilatation thermique augmenté. On peut alors les utiliser sans armature. En effet, la modification de ce coefficient rend impossible son adaptation sur une infrastructure métallique.

Propriétés :

- Transparence
- Aptitude à la coloration et à l'opalisation
- Résistance mécanique, physico-chimique et aux gradients thermiques
- Adhérence à de multiples supports différents
- Possibilité de nombreuses modifications, en vue d'en modifier les propriétés

### **3.2.1.1.1. Oxydes principaux**

- Oxyde de silicium ou silice ( $\text{SiO}_2$ )

C'est le constituant principal de la matrice vitreuse de la céramique. On peut également le trouver en cristaux de quartz en phases dispersées dans le verre.

- Oxyde d'aluminium ou alumine ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ )

Autre composant de la phase vitreuse, l'alumine ne dépasse cependant jamais les 10%.

Elle est à l'origine de l'élévation de la température de ramollissement du verre, de l'augmentation de la tension superficielle, de la résistance mécanique, de son indice de réfraction, de la diminution de son hydrosolubilité.

En phase cristalline dispersée, l'alumine est à l'origine de la diminution de la translucidité du verre [82].

### **3.2.1.1.2. Oxydes modificateurs**

Principalement oxydes de cations alcalins monovalents, tels l'oxyde de sodium ( $\text{Na}_2\text{O}$ ), l'oxyde de potassium ( $\text{K}_2\text{O}$ ), et plus rarement l'oxyde de lithium ( $\text{Li}_2\text{O}$ ).

Ils sont présents entre 10 et 17% en poids de la céramique, et interviennent comme modificateurs de la composition et des propriétés de la matrice vitreuse.

### **3.2.1.1.3. Oxydes mineurs**

L'oxyde de bore ( $\text{B}_2\text{O}_3$ ) abaisse la viscosité et la tension superficielle du verre, et est donc considéré comme un fondant.

Les oxydes de zirconium ( $\text{ZrO}_2$ ), de titane ( $\text{TiO}_2$ ) et d'étain ( $\text{SnO}_2$ ) ont quand à eux un rôle opacifiant.

Ces oxydes sont peu solubles dans le verre. Ils ont un indice de réfraction élevé, et donc vont masquer l'infrastructure métallique. Ils sont introduits dans les opaques sous forme de grains de taille variable (1 – 10 micromètres) [82].

### 3.2.1.2. Céramiques alumineuses

Elles ont pour constituant principal l'alumine ( $Al_2O_3$ ). Il en existe de différents types, en fonction de la teneur en alumine [68] :

- 40% - **Jacket®** (McLean)

Utilisée comme infrastructure à une céramique cosmétique compatible (au niveau coefficient de dilatation) [21].

- 65% - **Cérestore®**, **AllCeram®**

On additionne aux composants minéraux une résine silicone comme liant [75].

- 85% - **InCeram®**

De la forme originelle de cette céramique alumineuse ont découlées deux versions plus évoluées: l'InCeram Spinelle (mélange alumine/magnésium) et l'InCeram Zirconia (alumine/zircone)

- 98% - **Procera®**.

Après usinage, la chape alumineuse est frittée, pour la densifier plus encore.

Ces céramiques sont utilisées à des fins mécaniques, en tant que soutien d'une céramique feldspathique classique.

### 3.2.1.3. Vitrocéramiques

Il s'agit de matériaux mis en forme à l'état de verre, subissant un traitement thermique de cristallisation contrôlée et partielle.

On retrouve dans ces céramiques du silicium, de l'oxyde de potassium, de l'oxyde de magnésium, du fluorure de magnésium, et en plus faible quantité, de la zircone et de l'alumine.

Le traitement thermique permet donc une cristallinisation partielle de la céramique. L'apparition de ces cristaux va en modifier les propriétés mécaniques, optiques et dimensionnelles :

– **Propriétés optiques :**

Le traitement thermique de vitrocéramisation va, en permettant la formation de cristaux, modifier la translucidité de la céramique et l'opacifiant.

– **Propriétés mécaniques :**

La porosité diminuant grâce au traitement, et l'apparition des cristaux ayant pour avantage une limitation de la propagation des fractures, la résistance mécanique peut être jusqu'à doublée.

– **Propriétés dimensionnelles :**

Si la cristallinisation améliore sensiblement les qualités mécaniques du matériau, elle génère cependant un retrait, dont l'importance varie avec la proportion de cristaux néoformés. Cette variation volumique n'est pas sans conséquences, dans la mesure où la prothèse fixée dans son ensemble nécessite une précision extrême. Mais ce retrait est généralement compensé par l'utilisation de vernis espaceur.

**Principaux procédés vitrocéramiques :**

- **Dicor®** : Céramique de verre à base de mica (aluminosilicate de magnésium). Sa phase cristalline principale est le fluormica-tétrasilicic, les cristaux s'agencent en « nid d'abeilles », et leur orientation aléatoire s'oppose à la propagation des fractures. Cette céramique est plus homogène et plus solide, comparativement aux céramiques feldspathiques, de par le contrôle thermodynamique de la nucléation des cristaux dans la phase vitreuse. Mais ses propriétés mécaniques sont aujourd'hui insuffisantes (90 – 120 MPa), comparativement aux nouveaux procédés disponibles. Dicor n'est plus utilisé, de nos jours [21 ; 75].
- **Cerapearl®** : Procédé semblable dans son principe au Dicor [75].

- **IPS Empress®** : Cette céramique fera l'objet d'un chapitre particulier (Chapitre 7.1)
  
- **IPS Empress 2®** : Cette céramique fera l'objet d'un chapitre particulier (Chapitre 7.1).
  
- **Optec HSP®** : Il s'agit d'une céramique contenant plus de 45% en volume de leucite tétragonale, augmentant ainsi sa résistance à la rupture et à la compression. La différence en coefficient de dilatation thermique entre la leucite ( $22 \text{ à } 25 \times 10^{-6} \text{°C}$ ) et la matrice vitreuse ( $8 \times 10^{-6} \text{°C}$ ) provoque des forces compressives sur les cristaux de leucite, s'opposant ainsi par compression à la propagation des fractures [12 ; 75].
  
- **Biofibral®** : Ce système utilise une vitrocéramique avec cristaux d'hydroxyapatite et de la zirconie, et des fibres céramiques réfractaires.

### 3.2.1.4. Céramiques à base de Zircon

Elles sont constituées d'une armature d'oxyde de Zirconium, ou zircon [14 ; 54 ; 62 ; 68].

- **Zircon HIP (Hot Isostating Pressing)** : les blocs de zircon sont pressés à 1500°C isostatiquement (1300MPa), pour un frittage complet, leur conférant déjà leurs propriétés mécaniques maximales. Cette méthode est la plus ancienne pour travailler la zircon, et possède l'avantage de ne plus subir aucune déformation, lors de la suite du travail prothétique (armatures de bridge, par exemple). En revanche, sa grande dureté rend ce matériau difficile à travailler, nécessitant un outillage coûteux et surtout cher à entretenir. Les fraises d'usinage sont de ce fait à remplacer très régulièrement [54].
- **Zircon TZP (Tetragonal Zirconia Polycrystals)** : le premier procédé utilisant cette technologie est le système Lava®, de la société 3M ESPE®. Les blocs de zircon sont pré-frittés, mais pas entièrement, ce qui les rend plus facile à travailler. En revanche, il faut surdimensionner la chape usinée d'environ 20 à 25%, pour compenser la rétraction du frittage final post-usinage, qui va donner à l'armature son volume final. Cela peut engendrer certaines inexactitudes volumétriques. Il faut donc avoir une certaine maîtrise de cette rétraction, sous peine de mauvaise surprise [21 ; 54].

De par ses hautes propriétés mécaniques, la zircon ne peut être qu'usinée.

La zircon possède des qualités physiques plus élevées encore que celles de l'alumine. Les dernières évolutions de ce matériau font état de l'ajout au sable zirconfère purifié d'oxyde d'yttrium, oxyde stabilisateur qui permet à la zircon de conserver à température ambiante la structure cristalline qu'elle possède à haute température. Cette modification de conformation confère à la Zircon des propriétés mécaniques bien meilleures encore [21 ; 37 ; 54].

Plusieurs systèmes ont recours à la zircon, comme constituant principal.

(Procera®, Lava®, InCeram Zirconia®)



### **3.2.1.4.1. Le Zirconium**

#### **Présentation :**

Le Zirconium est un élément chimique, de symbole Zr, et de numéro atomique 40.

Il a été découvert en 1789 par Martin Heinrich Klaporth, qui l'a extrait du zircon sous forme d'oxyde. Jons Jacob Berzelius l'a isolé sous forme de métal en 1824. Métal de transition appartenant à la classe IVa de la classification périodique des éléments, comme le Hafnium et le titane, le Zirconium est très présent dans la croûte terrestre, 3 fois plus que le Cuivre, soit environ 0.028%, sous deux formes principales : le zircon ( $ZrSiO_4$ ) et la Zircone ( $ZrO_2$ ).

Son principal minerai, le Zircon, se présente parfois sous la forme d'une pierre précieuse, la Hyacinthe, dont la production annuelle est estimée à 7000 tonnes [14].

#### **Propriétés physiques :**

A pression atmosphérique, le Zirconium peut exister sous 2 formes allotropiques différentes, en fonction de la température :

- En dessous de 863°C, structure hexagonale compacte (Variété  $\alpha$ )
- Au dessus de 863°C, structure cubique centrée (Variété  $\beta$ )

#### **Utilisations :**

- Enveloppe pour combustible fissible :

La quasi-totalité de la production de Zirconium est destinée à l'usage nucléaire. Il est utilisé comme enveloppe pour combustible fissible, du fait de ses propriétés physico-chimiques (Résistance à la corrosion, résistance à l'irradiation, grande pénétration des neutrons lents, conservation des propriétés à haute température), sous forme d'alliage, tel le Zircaloy (Zirconium – Etain – Fer – Chrome)

Les crayons de combustible nucléaire utilisés dans les centrales à eau pressurisée sont en alliage de zirconium, épuré du Hafnium présent dans le minerai naturel à des concentrations situées entre 1 et 3%.

- Revêtement réfractaire :

Utilisation en tant que parois de fours et réacteurs

- Faux-diamant :

Sous forme de Hyacinthe, il permet de réaliser des imitations de diamant, d'un éclat moindre, mais tout aussi résistant. En Egypte antique, il était utilisé en bijouterie, pour notamment réaliser des pendentifs au motif de scarabée, image du dieu de la fertilité : Khepri.

- Sonde à oxygène :

Les sondes de mesure de la teneur en oxygène, associées aux catalyseurs de moteurs à essence, sont à base d'oxyde de Zirconium, auquel on a ajouté de l'Yttrium.

- Métallurgie :

Le zirconium est un anti-recristallisant utilisé dans les alliages d'aluminium.

- Autres utilisations :

Il est utilisé comme pigment, additif et réactif dans l'industrie métallurgique, de composant de supraconducteurs, dans des composés céramiques, dont certains utilisés en orthopédie et en prothèse dentaire, du fait de sa bonne tolérance par l'organisme humain.

En outre, il est utilisé dans les convertisseurs catalytiques, les chapeaux de percussion et les briques de four. Le baddeleyite est employé dans des creusets de laboratoire.

### **Effets sur la santé :**

Le Zirconium et ses sels ont une basse toxicité systémique, mais il est cependant déconseillé de l'ingérer. Le zirconium 95 est un des radionucléides impliqué dans l'essai atmosphérique des armes nucléaires. Il est parmi les radionucléides qui ont produit et continueront à produire un risque accru de cancers pour les décennies à venir.

Le zirconium est peu susceptible de présenter un risque pour l'environnement, cependant il est déconseillé de l'ingérer.

Zirconium					
Généralités					
Nom, Symbole, Numéro			Zirconium, Zr, 40		
Série chimique			Métaux de transition		
Groupe, Période, Bloc			4, 5, d		
Masse volumique			6511 kg/m <sup>3</sup>		
Couleur			Blanc argenté		
Propriétés atomiques					
Masse atomique			91.224 u		
Rayon atomique (calc)			155 (206) pm		
Rayon de covalence			148 pm		
Rayon de Van der Waals			0.160 pm		
Configuration électronique			[Kr]4d <sup>2</sup> 5s <sup>2</sup>		
Electrons par niveau d'énergie			2, 8, 18, 10, 2		
Etats d'oxydation			4		
Oxyde			Amphotère		
Structure cristalline			Hexagonale		
Propriétés physiques					
Etat ordinaire			solide		
Température de fusion			2128 K		
Température de vaporisation			4682 K		
Energie de fusion			16.9 kJ/mol		
Energie de vaporisation			58.2 kJ/mol		
Volume molaire			14.02x10 <sup>-6</sup> m <sup>3</sup> /mol		
Pression de la vapeur			1.68mPa à 2125 K		
Vélocité du son			3800 m/s à 20°C		
Divers					
Electronégativité (Pauling)			1.33		
Chaleur massique			(25°C) 25.36 J/(Kg-J)		
Conductivité électrique			2.36x10 <sup>6</sup> S/m		
Conductivité thermique			22.7 W/(m-K)		
1er potentiel d'ionisation			640.1 kJ/mol		
2e potentiel d'ionisation			1270 kJ/mol		
3e potentiel d'ionisation			2218 kJ/mol		
4e potentiel d'ionisation			3313 kJ/mol		
5e potentiel d'ionisation			7752 kJ/mol		
6e potentiel d'ionisation			9500 kJ/mol		
Isotopes les plus stables					
Isotope	Abondance Naturelle	Période	Mode Désintégration	Energie Désintégration	Produit Désintégration
90Zr	51.45 %	Stable avec 50 neutrons			
91Zr	11.22 %	Stable avec 51 neutrons			
92Zr	17.15 %	Stable avec 52 neutrons			
93Zr	synthétique	1,53×10 <sup>6</sup> a	β <sup>-</sup>	0.091 MeV	93Nb
94Zr	17.38 %	Stable avec 54 neutrons			
95Zr	synthétique	64,02 jours	β <sup>-</sup>	0.36 MeV	95Mb
96Zr	2.8 %	>3,8×10 <sup>19</sup> a	2β <sup>-</sup>	3.350 MeV	96Mo

Tableau 2: Propriétés du zirconium

### **3.2.1.4.2. La Zircon**

La Zircon, ou Oxyde de Zirconium ( $ZrO_2$ ), est devenu un matériau de choix en matière de céramique dentaire. Il est extrait du Zircon, minéral de formule  $ZrSiO_4$  [14].

#### **Présentation :**

Tenant son nom du mot arabe « zarqun » cinabre, ou perse « zargun » doré, le Zircon est un minéral de la catégorie des Silicates (Nésosilicates). Il s'agit de Silicate de Zirconium naturel. Souvent confondu avec la Zircon, autre oxyde de Zirconium de formule  $ZrO_2$ , le Zircon cristallise en système cristallin tétragonal (Classe cristalline:  $4/m\ 2/m\ 2/m$ ) et présente une dureté relative de 6,5 à 7,5 sur l'échelle de Mohs. Le Zircon peut avoir plusieurs teintes différentes, allant du doré au brun/Rouge, vert, bleu, noir et même transparent. On peut l'utiliser comme un substitut bien moins onéreux que le diamant. Il a été découvert par le géologue et minéralogiste allemand Abraham Gottlob Werner en 1783.

Le Zircon est la plus ancienne roche terrestre connue, et également l'une des plus répandue. Il serait l'un des premiers produits de la cristallisation des roches magmatiques, telles le granite, la syénite ou la pegmatite. On peut trouver des Zircons dans les roches issues de la recristallisation (Roches métamorphiques), par sédimentation. L'analyse de la forme et de l'édifice cristallin des zircons renseigne sur leurs conditions de formation et leur croissance future.

#### **Chimie :**

Le Zircon pur est théoriquement composé de 67,1 %  $ZrO_2$  et de 32,9 % de  $SiO_2$ , mais il présente très fréquemment de nombreuses impuretés, poussant ainsi à modifier ces proportions. Il contient souvent des oxydes d'Hafnium, de Thorium ou d'Uranium, respectivement  $HfO_2$ ,  $ThO_2$ ,  $U_3O_8$ . Dans les granites, U et Th remplaçant de façon isomorphe Zr, on peut déterminer leur âge en fonction des rapports Th/U et Pb/U. La thorite et l'uranothorite sont facilement hydratées sans que cela détruise la structure, on a :

- la thorogummite :  $(Th, U) (Si, H_4)O_4$
- la coffinite :  $U(Si, H_4)O_4$ .

### **Structure :**

De formule générale  $XSiO_4$ , où  $X^{4+}$  peut être  $Zr^{4+}$  (diamètre 0.79 Angstrom),  $Th^{4+}$  (diamètre 1.02), ou encore  $U^{4+}$  (diamètre 0.97). Quadratique, une maille contient 4 molécules. La construction cristalline de nombreux Zircons est localement détruite par l'action de rayonnement de haute énergie (état dit « métamicté ») : ces cristaux exhibent généralement une couleur brun sombre. À l'état métamicté, de l'eau peut être absorbée par la matrice, avec pour conséquence un effondrement caractéristique de la densité et de la dureté de la roche.

### **Datation par isotopes :**

Les Zircons jouent un rôle très important dans la géochronologie. Par l'apport des méthodes radiochronologiques, on peut définir l'âge de certaines roches. Le Zircon ne change pas de phase lorsqu'il est soumis à des pressions et températures extrêmes. Il n'est altéré que par l'action de la radioactivité qui provoque un état métamicté. Les zircons contiennent à l'état de trace des isotopes radioactifs d' $^{235}U$ , d' $^{238}U$  (qui présentent l'avantage de posséder une demi-vie très longue, de l'ordre de 4,5 milliards d'années, et qui se substitue souvent dans les Zircons au atome de Zr) ou du  $Th^{232}$ .

Rares dans les tufs et les laves, les Zircons sont fréquents dans les granites, syénites, gneiss, pegmatites souvent en inclusions dans la biotite contenue dans ces roches. Les isotopes d'Uranium et de Thorium présents sont variables, de 10 ppm à près de 5% en masse, et se désintègrent selon des périodes précises en isotopes du Plomb. Un calcul de la proportion U/Pb et Th/ Pb permet de définir l'âge d'un cristal de Zircon, et donc l'âge de la roche qui le contient.

Les Zircons résistent très bien aux altérations les plus sévères, et autres agressions géologiques comme l'attrition, ce qui laisse une empreinte géologique sur la roche-support. Les plus anciennes roches terrestres connues sont les Zircons Narryer Gneiss Terrane (Yilgarn Craton), en Australie occidentale. Ces roches seraient âgées de 4.404 milliards d'années, ce qui est interprété comme étant l'âge du Zircon en question.

### **Utilisation :**

Le Zircon est le principal minéral de Zirconium et d'Hafnium. La Zircone, ou Oxyde de Zirconium, avec un point de fusion élevé de 1852°C (2125 K), est principalement utilisé pour ses propriétés de haute résistance à la température et sa résistance à l'abrasion, ce qui en fait un matériau de choix pour la prothèse dentaire. Elle est également utilisée dans les réacteurs nucléaires, et comme sarcophage à déchets radioactifs, pouvant contenir la radioactivité près de 2000 ans.

On trouve principalement des Zircons dans les régions riches en alluvions métallifères, tels l'Inde, les Etats-Unis, l'Australie, Ceylan, et l'Afrique du Sud.

On peut modifier la couleur des Zircons bruns ou troubles, par traitement thermique, pour leur faire prendre une teinte bleutée, dorée voire translucide, en fonction du degré de chauffage.

ZIRCON	
Catégorie IX : Silicates	
Généralités	
Catégorie	Minéral
Formule	ZrSiO <sub>4</sub>
Identification	
Couleur	Vert, marron, jaunâtre. Peut devenir bleu, doré ou transparent par traitement thermique.
Classe cristalline ou Groupe d'espace	Ditétragonal-pyramidal 4/m 2/m 2/m
Système cristallin	Tétragonal
Clivage	imparfait
Habitus	Souvent prismatique Très différencié
Faciès	Isométrique
Fracture	Concoïdale
Echelle de Mohs	6.5 à 7.5
Eclat	Adamantin, Chatoyant ou Saccharoïde
Propriétés optiques	
Indice de réfraction	No=(1.848 – 1.911) – 1.926 Ne=(1.855 – 1.943) – 1.985
Biréfringence	δ=(0,007-0,032) - 0,059 ; biaxe positif
Dispersion	2v <sub>z</sub> ~ 10°
Polychroïsme	Non
Trait	Gris clair - Blanc
Transparence	Translucide à Opaque
Autres Propriétés	
Densité	3.9 à 4.8
Température de fusion	Environ 1852°C
Fusibilité	Infusible
Solubilité	Insoluble
Caractères distinctifs	
Comportement chimique	Faiblement soluble dans l'acide Fluorhydrique chauffé
Coefficient de couplage électromécanique	k=0 %
Magnétisme	Aucun
Radioactivité	Radioactivité naturelle
Principales variétés	
Zircon grenat	Zircon vert
Zircon jaune	

**Tableau 3: Propriétés de la zirconne**

### **3.2.2. Selon le procédé de mise en forme**

#### **3.2.2.1. Cuisson sur revêtement**

L'armature (ou la couronne complète) est montée sur un duplicata du modèle positif unitaire, fait d'un revêtement spécifique. La céramique est montée par strates, puis cuite. Au niveau des limites, on pourra utiliser une céramique incolore, afin de laisser paraître la teinte de la dent sous-jacente, pour un rendu plus naturel [68 ; 82].

Après la cuisson, le revêtement est éliminé par sablage [57].

Le procédé Optec HSP® utilise ce mode de fabrication [12].

#### **3.2.2.2. Céramiques injectées**

Une maquette de la chape est réalisée en cire, puis coulée dans du plâtre. Afin d'éliminer la cire, l'ensemble est ébouillanté, pour obtenir un moule [68 ; 82]. En fonction de la température d'injection, on distingue deux procédés :

- **Injection à basse température :**

Le matériau est injecté dans le moule, sous pression, à 180°C. Un frittage secondaire à 1315°C viendra donner au produit ses propriétés mécaniques finales, puis y sera adjointe une céramique feldspathique classique.

Le procédé Cérestore® utilisait cette méthode, mais n'a plus cours aujourd'hui.

- **Injection à haute température :**

Souvent dénommés par le terme « Céramique pressée », il s'agit plus exactement de céramique injectée sous pression. De nombreux systèmes utilisent ce principe :



## Systèmes céramiques à injection à haute température :

- **IPS Empress®** (Ivoclar) : Ce procédé fera l'objet d'un chapitre complet (Chapitre 7.1).
- **IPS Empress II®** (Ivoclar) : Ce procédé fera l'objet d'un chapitre complet (Chapitre 7.1).
- **Cergo Gold®** (Dentsply)
- **Finesse®** (Ceramco) : c'est une céramique basse fusion à faible teneur en leucite (8 à 10%). Ses cristaux de leucite étant plus fins que ceux des céramiques conventionnelles (3 µm contre 30) et moins nombreux, l'abrasion des dents naturelles antagonistes en est réduite. Cette céramique peut s'adapter aux alliages d'or type III et IV, de par leur coefficient de dilatation thermique élevé.
- **Carrara Press®** (Elephant Dental)
- **Cerpress SL®** (Leach & Dillon)
- **OPC System®** (Symphyse / Generic Pentron) : Une seconde version, OPC 36® a par la suite été lancée, pour réaliser des bridges de 3 éléments, jusqu'à la 2<sup>e</sup> prémolaire.
- **Vision Esthetic®** (Wohlwend AG)

### **3.2.2.3. Coulée à la cire perdue et vitrocéramisation**

Il s'agit de réaliser un moule, à l'aide d'une maquette en cire coulée dans du plâtre. La cire est éliminée par la chaleur, créant ainsi le moule, prêt à recevoir [57 ; 68 ; 82].

Les lingots de matériau sont chauffés à 1370°C et coulés dans le moule, par centrifugation. La restauration prothétique, alors de structure amorphe, va ensuite subir un traitement thermique durant plusieurs heures, afin d'entraîner la cristallinisation partielle et contrôlée du verre. Le procédé Dicor® est composé de mica (Aluminosilicate de Magnésium), sa phase cristalline principale est le fluor mica-tétrasilicic ( $K_2Mg_5Si_4O_{10}$ ). Les cristaux de mica sont structurés en « nid d'abeilles », agencement hexagonal donnant au matériau ses propriétés mécaniques, et s'opposant à la propagation des fêlures. L'aspect cosmétique sera réalisé ensuite par stratification. Très translucide, le procédé Dicor® pêche par ses trop faibles propriétés mécaniques (90 à 120 MPa), l'indiquant uniquement pour des couronnes unitaires antérieures. Procédé assez ancien (1983), dépassé par les nouveaux moyens disponibles, Dicor n'est aujourd'hui plus utilisé, mais est vu comme un précurseur, pour certains systèmes modernes qui utilisent le même principe.

Le procédé japonais Cerapearl® (1985) est identique à Dicor, se différenciant de ce dernier par un temps plus court de semi-cristallinisation.

### **3.2.2.4. Barbotine, frittage et infiltration de verre fondu**

En 1985, Mickael Sadoun met au point le procédé InCeram®, qui sera commercialisé 4 ans plus tard par la société Vita, sous le nom InCeram Alumina®. Il sera par la suite décliné en deux autres versions, InCeram Spinelle® et InCeram Zirconia®, dans des buts respectivement esthétiques et mécaniques, afin d'étendre les indications de ce système [57 ; 68 ; 82].

La matrice cristalline est frittée puis secondairement infiltrée par la phase vitreuse.

Le procédé InCeram® fera l'objet d'un chapitre à part entière (Chapitre 7.3).

### 3.2.2.5. Usinage

Les procédés dentaires par usinage sont les procédés ayant recours à la CAO/CFAO (Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur). Dans un but d'optimisation des performances et de la précision, l'ensemble des nouveaux systèmes disponibles sur le marché fait la part belle à l'outil informatique. Ils utilisent un scanner (optique ou palpeur), pour numériser les données, obtenir une représentation en trois dimensions de la préparation, et ainsi définir par informatique l'aspect, la forme et le volume de la future restauration. L'utilisation d'une empreinte optique directement en bouche supprime l'étape de l'empreinte conventionnelle, et tous les aléas qui en découlent (Tirage, déformation, ...). De par ses hautes propriétés mécaniques, la zircone ne peut être qu'usinée, à l'aide d'un procédé utilisant la CFAO [57 ; 68 ; 82 ; 95].

Depuis le début des années 1980, la recherche dans le domaine de la prothèse dentaire s'est attelée à associer Prothèse et Informatique. C'est la naissance des procédés CAO/CFAO (Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur).

Il existe deux objectifs dans les voies de développement de ces divers procédés :

- Réaliser coiffes prothétiques et/ou Inlay/Onlay en un seul rendez-vous.
- Travailler sur des matériaux impossibles à utiliser selon les méthodes classiques de réalisation prothétique (Zircone).

L'intérêt de l'informatique dans la réalisation de prothèses fixées tient dans le fait que :

- Il est possible d'obtenir une prothèse aux meilleures propriétés mécaniques, plus uniforme dans sa structure microscopique, en utilisant des blocs de céramique parfaitement denses.
- Il est possible d'avoir une armature parfaitement homogène dans son épaisseur, régulière, pour un meilleur résultat mécanique et esthétique.
- Il sera possible de réduire les coûts de production, grâce à la réduction du nombre d'étapes cliniques et de laboratoire, ainsi par l'aspect robotisé de la méthode, réduisant la participation humaine.

Plusieurs systèmes CFAO utilisent comme matériau la zircone, aux propriétés mécaniques si élevées qu'elle ne peut être qu'usinée, et donc utilisée qu'avec un système CFAO. L'utilisation de la zircone est une suite logique, dans la perpétuelle recherche d'un matériau polyvalent, capable de répondre enfin aux indications de prothèses fixées postérieures et/ou plurales, et également fiable dans le temps [95]. Le recul clinique dans son utilisation en secteur postérieur reste encore à ce jour trop faible pour assurer le succès clinique à long terme.

La réalisation d'une prothèse céramocéramique via un système CFAO se fait selon 3 étapes majeures :

- Empreinte optique / Saisie des données
- Conception informatique / Design de la prothèse
- Usinage

### 3.2.2.5.1. Empreinte optique

En fonction du système CFAO utilisé, l’empreinte ou saisie des données peut se faire alternativement :

- Au fauteuil
- Au laboratoire

#### ➤ Au fauteuil :

Peu de systèmes utilisent à ce jour l’empreinte optique. C’est le cas du CEREC 3D®, et dans le futur, du système Evolution 4D®. Dédiée à la réalisation de prothèse « à la séance », cette méthode possède l’avantage non négligeable d’éliminer toutes difficultés inhérentes à la prise d’empreinte classique (Tirage, hétérogénéité du mélange, déformation, ...).

Cependant, la prise d’empreinte peut présenter des difficultés, car le scanner en bouche oblige le patient à rester parfaitement fixe. La précision du scan étant de moins de 10 micromètres, le moindre mouvement du patient peut provoquer certaines imperfections dans le relevé des données.

#### ➤ Au laboratoire :

Le principe consiste à scanner le modèle issu de l’empreinte secondaire classique faite au fauteuil. Plus précis que les scanners de bouche, ils ne sont pas utilisables au fauteuil, pour une question évidente de volume, et également pour les raisons expliquées ci-dessus.

Il est souvent fort judicieux de numériser le modèle antagoniste et la cire d’occlusion, pour améliorer la précision du relevé, et également simuler une mise en articulateur.

Différents moyens de capture de données :

▪ **Systèmes de saisie par palpeurs mécaniques :**

Le palpeur va venir au contact de l'ensemble de la surface de la préparation, pour relever près de 30.000 points et transmettre ses informations à l'unité informatique. Il faut s'assurer de la fiabilité de la fixation du maître-modèle, afin de ne pas fausser le relevé du palpeur.

Le système Procera® est doté d'un palpeur mécanique à pointe de saphir, qui permet une précision d'environ 0.5 micromètres.

Le palpeur peut travailler automatiquement (lecture « universelle ») ou manuellement (« à la volée »). Cette seconde méthode est utilisée pour des cas complexes, nécessitant une grande précision (Bridges).

Le principal défaut des systèmes de capture par palpeur vient de l'incapacité de celui-ci à atteindre les reliefs trop profonds, créant à l'image un lissage artificiel qui sera préjudiciable à l'exactitude de la retranscription informatique des données. Une grande précision dans la préparation est donc de mise.

▪ **Systèmes de saisie optique :**

Plus rapides et plus précis que les palpeurs, les systèmes de saisie optique retranscrivent la déformation d'un rayon lumineux projeté sur l'objet à mesurer.

Il existe plusieurs types de saisie optique :

- **Triangulation :** Plusieurs caméras vont relever les données et en faire une synthèse. Plus il y a de caméras, plus le rendu 3D sera amélioré.
- **Projection d'un point lumineux :** La déformation du point lumineux qui balaye la surface de l'objet est enregistrée et analysée pour chaque point.
- **Projection d'une ligne lumineuse :** La ligne lumineuse est une série de points enregistrés pas le capteur, rendant le scannage plus rapide. (DCS Precident®)

- Masque projeté ou système d'interférométrie optique : Une séquence de 4 masques (succession de lignes blanches et noires projetées sur le modèle) suffit à numériser l'ensemble de l'objet. (Kavo Everest®, Girrbach Digident®)

#### **3.2.2.5.2. Conception informatique**

Les données relevées par le système d'enregistrement du moignon sont analysées et retranscrites par l'ordinateur, qui va donner une représentation en 3 dimensions du moignon. A ce stade, il est possible de vérifier si la préparation n'a pas d'éventuels défauts de parallélisme ou de contre-dépouille, évitant ainsi de révéler une potentielle erreur trop tardivement, au fauteuil.

C'est suivant cette étape que le prothésiste crée virtuellement la restauration prothétique, infrastructure ou couronne complète, en fonction du matériau utilisé, avant de transférer les informations au centre d'usinage. Si certains systèmes proposent une conception automatisée par l'ordinateur, tous donnent la liberté au prothésiste de modifier lui-même cette structure, selon sa volonté, celle du praticien et l'indication clinique.

L'ordinateur possède une banque de données spécifique du matériau, et une banque de données définie par les réglages et préférences du praticien. Le prothésiste peut ainsi obtenir une préforme de la morphologie de la prothèse, contrôlant l'homothétie de la chape, ou pour réaliser une couronne pleine. Plusieurs systèmes proposent une mise à jour de la banque de données, pour faciliter la conception automatique.

Dans le cas de réalisation de bridges, le logiciel calcule la position idéale des intermédiaires, afin que la prothèse reste fonctionnelle, sans gêner le contrôle de plaque, et tout en respectant les impératifs propres à ceux-ci (surface minimale de  $9\text{mm}^2$ ). Le prothésiste garde le loisir de modifier cette position, si besoin est.

Si le matériau utilisé est la zircone pré-frittée, c'est à ce niveau que la maquette virtuelle est virtuellement surdimensionnée, en prévision du retrait lors du frittage terminal [21].

### **3.2.2.5.3. Usinage**

Le centre d'usinage reçoit ses ordres de l'unité de conception où a été réalisée la maquette virtuelle. L'usinage peut être associé au reste du système, au cabinet (CEREC®), au laboratoire (Wolceram®, Lava®, Digident®, ...) ou délocalisé (Procera®). L'outillage de confection relié au système informatique va usiner un bloc de céramique préfabriqué pour réaliser la prothèse, telle qu'elle a été conçue avec l'ordinateur.

Les matériaux utilisés ayant de très hautes propriétés mécaniques, le taux d'usure des fraises d'usinage est très important, et à l'origine d'un surcoût non négligeable. L'unité de fabrication est dotée dans la plupart des cas de contrôleurs d'usure, ajustant la durée de travail des fraises, pour garantir une précision de l'ordre d'une dizaine de microns et donc un résultat identique à chaque réalisation.

Tout l'intérêt des céramiques préfrittées se retrouve lors de cette étape, puisque le matériau n'a pas encore toutes ses propriétés mécaniques finales. Les fraises travaillent un bloc de céramique moins dense, plus friable et donc usant moins l'outillage d'usinage, ce qui est un point très intéressant, en matière d'entretien du système, et de son coût.

Un frittage secondaire viendra alors donner à la prothèse ses qualités mécaniques définitives, au prix d'un retrait de l'ordre de 20%, qu'il aura auparavant calculé lors de l'étape de conception. La pose de la céramique cosmétique sera réalisée ultérieurement.

Il existe également des procédés « par addition », contrastant avec les systèmes « par soustraction », décrits ci-dessus. L'intérêt majeur de ces méthodes est une économie évidente de matériau. En effet, les systèmes « par soustraction » entraînent jusqu'à 90% d'élimination et donc de perte du bloc de céramique. Le système Wolceram® est l'exemple le plus connu de création par addition (Electrophorèse).

D'autres systèmes, comme le Procera® combinent « addition » et « soustraction ».



De nos jours, de nombreux systèmes ayant recours à la CFAO sont disponibles :

- **CEREC® (Sirona)** : Ce procédé fera l'objet d'un chapitre détaillé (Chapitre 7.7).
- **Procera® (Nobel Biocare)** : Ce procédé fera l'objet d'un chapitre détaillé (Chapitre 7.5).
- **Diadem® (Diatomic)** : Ce procédé fera l'objet d'un chapitre détaillé (Chapitre 11.3).
- **Lava® (3M ESPE)** : Ce procédé fera l'objet d'un chapitre détaillé (Chapitre 7.6).
- **Everest® (Kavo)** : Ce procédé fera l'objet d'un chapitre détaillé (Chapitre 7.4).
- **Pro 50 TM® (Cynovad)**: Le Pro 50 TM® est un procédé récent, qui possède un aspect différent des autres systèmes, à savoir que, après le scannage optique de la préparation, le prothésiste réalise seulement la conception de l'armature céramique et non sa fabrication. Celle-ci est déléguée à un centre d'usinage spécifique. Le prothésiste reste cependant seul décideur de la forme et du volume de cette infrastructure [46].

L'originalité du système tient dans le fait que l'outil d'usinage va fabriquer la maquette en cire, et non directement la chape céramique. Cette maquette sera par la suite mis en revêtement pour créer un moule, et pressée, selon les systèmes classiques. Il peut également usiner directement un bloc de céramique.

Il est à noter que le système Pro50 TM® permet d'utiliser une bibliothèque de propositions personnalisées, afin d'augmenter le « réalisme » des restaurations (Dents abrasées, anciennes, jeunes, etc...) [46].

Plusieurs blocs de céramiques sont utilisables avec ce système : ProCAD® (Ivoclar), InCeram® (Vita), Zircon HIP.

Il serait possible de réaliser des bridges de 5 éléments maximum.

- **Cercon® (Degussa Dental):** Le système Cercon utilise comme matériau la zircon stabilisée à l'oxyde d'yttrium. Le die est scannée à l'aide du Cercon Eye® (Cercon Scan®). La pièce prothétique est usinée dans un bloc de zircon préfrittée, plus facile à travailler, puis frittée dans un four adapté (Cercon Heat®) durant 6 à 7 heures [26 ; 92].

Il est possible d'utiliser une maquette en cire, libre de conception par le prothésiste, qui sera ensuite scannée et permettra l'usinage du bloc céramique de zircon [92].

Selon le fabricant, on peut s'autoriser avec ce matériau une épaisseur de chape de 0.4 mm, pour la quasi-totalité des cas.

Indications :

- Couronnes unitaires, tous secteurs
- Bridges antérieurs, jusqu'à 7 éléments
- Bridges postérieurs, jusqu'à 4 éléments.

Les études concernant ce procédé ne sont pas nombreuses, mais elles sont unanimes sur un excellent comportement à 4 ans [92].

- **DCS Precident® (DCS AG):** Ce système CFAO est utilisable avec des blocs de zircon frittée (HIP) ou préfrittée (Y-TZP), et également avec les céramiques InCeram Alumina® et Zirconia®, de la société Vita® [40]. Il permet la conception d'armatures de haute résistance, mais également à haute opacité. Il convient donc de les utiliser, sur des dents de teinte sombre, ou sur des restaurations métalliques. Cependant, le procédé a depuis évolué, et permet la réalisation de chapes translucides [40 ; 46].

Son système d'enregistrement des données est un laser avec caméra. Un premier scan de l'ensemble du modèle est effectué, puis un second, plus précis, viendra numériser chacun des moignons. Il s'agit d'un scannage de haute précision, 300.000 points par minute, pour un total de 650.000 à 1.000.000 d'images par réplique du moignon, d'où une image 3D d'une précision extrême, de l'ordre de 5 micromètres.

- **Wolceram® (Woldent)**: il utilise le principe de la barbotine, vu avec le système InCeram, et utilise également ses matériaux. Le scanner va prendre l'empreinte optique du die, afin de déterminer la zone de trempage de la barbotine. L'originalité de ce système tient en la dépose de la barbotine sur le MPU par électrophorèse. Ce procédé permet d'avoir une meilleure texture du matériau, une plus grande densité, permettant à l'alumine d'avoir des propriétés mécaniques plus proches de la zirconia, ainsi qu'un gain de temps substantiel. Avec ce procédé, on estime que les qualités mécaniques du matériau sont augmentées de 30%, par rapport à une pose manuelle. Wolceram® est de ce fait un peu à part, dans la catégorie des systèmes CFAO [46].

Un autre avantage de ce système est son faible volume, et son coût d'investissement bien moins lourd à supporter que les autres systèmes CFAO [38 ; 46].

- **Digident® (Girrbach)** : ce système possède un scanner optique, qui va recueillir les données par lecture du modèle positif unitaire. Son grand avantage est sa capacité à enrichir sa banque de données au fur et à mesure, pour parfaire l'aspect de la reconstitution prothétique. Il est compatible avec les lingots de zircone HIP (DigiZon HIP), InCeram Alumina et InCeram Zirconia, ainsi que pour le titane [39 ; 46].

Ce système serait utilisable pour des restaurations plurales jusqu'à 14 éléments, aux dires du fabricant. Mais du fait de sa récente mise sur le marché, et l'absence d'étude valable à long terme, il est judicieux de modérer ces propos, et d'attendre une étude fiable, avant de se lancer dans un tel projet.

Il est à noter que les technologies de CFAO ne sont pas uniquement utilisées à des fins restauratrices. En effet, certains systèmes ont vu se développer des variantes de leur procédé pour l'implantologie, par exemple (Réalisation de guide chirurgical NobelGuide®, de Nobel Biocare).

### **3.2.3. Selon la microstructure**

Il existe 3 grands types de céramique :

- Matrice vitreuse, avec des charges cristallines dispersées en son sein. (IPS Empress II®)
- Matrice cristalline infiltrée d'une phase vitreuse (InCeram®)
- Phase cristalline seule, sans phase vitreuse d'infiltration. (Procera®)

## **4. PROPRIETES DES CERAMIQUES**

Si les procédés céramométalliques ont beaucoup d'applications cliniques, avec un important recul clinique et une durée de vie excellente à long terme, l'avènement des procédés céramocéramiques vient bouleverser les habitudes des praticiens, et leur champ d'utilisation ne cesse d'augmenter, pour prendre le pas petit à petit sur les restaurations à armature métallique [82].

### **4.1. Propriétés mécaniques**

#### **4.1.1. Comportement mécanique**

Les céramiques sont peu résistantes à la flexion et à la traction, car elles n'ont pas de phase de déformation plastique. Elles sont en revanche très résistantes à la compression.

La faible résistance à la flexion tient au fait que les liaisons ioniques au niveau atomique empêchent les glissements entre les plans, provoquant la rupture brutale sans déformation plastique.

#### **4.1.2. Module d'élasticité**

Le module d'élasticité des premières céramiques et des céramiques cosmétiques est légèrement inférieur à celui de l'émail humain. En revanche, celui des céramiques d'infrastructure, qui donne l'essentiel des propriétés mécaniques est bien plus élevé, qualité nécessaire pour encaisser de manière durable les traumatismes occlusaux.

Céramique	Module d'élasticité (GPa)
Vitadur®	70
Optec®	62
Empress®	69
Dicor®	70
InCeram®	265

**Tableau 4: Module d'élasticité des premières céramiques cosmétiques [82]**

### **4.1.3. Rupture en flexion**

Le module de rupture en flexion est calculé à partir d'un test durant lequel une force est appliquée sur la céramique en 3 points, 2 pour la maintenir, le 3<sup>e</sup> pour appliquer la force.

Les céramiques se fracturent par propagation d'une fissure, or les fissures sont le plus souvent résultantes de défauts internes, dans la confection de la céramique, ce qui signifie que ce module est technique-dépendant plus que matériau-dépendant.

Ce module étant très variable selon la technique de fabrication pour un même matériau qu'on ne peut en tenir compte seul.

### **4.1.4. Ténacité**

La ténacité complète les informations que donne le module de rupture en flexion. C'est ce paramètre qui définit la capacité de la céramique à résister à l'apparition d'une fissure, à sa propagation et à son aboutissement : la fracture.

Contrairement au module de rupture en flexion, la ténacité est matériau-dépendant.

- Méthode destructive :  
Un défaut de volume parfaitement défini est réalisé dans la céramique à tester. La contrainte de rupture est mesurée, après application de la force nécessaire, et la ténacité est calculée.
  
- Méthode non destructive :  
L'application d'un pénétrateur sur la céramique crée une des fissures dans le matériau, celles-ci seront étudiées par la suite pour définir un facteur de contrainte qui va définir la ténacité. C'est l'indice de Vickers ou dureté Knoop.

#### **4.1.5. Résistance à la fatigue**

Si la résistance ponctuelle à la fracture est un paramètre important, la résistance à long terme l'est tout autant. Sous une atmosphère humide, les contraintes appliquées, sans être aussi importantes que celles des tests de rupture ponctuels, peuvent induire l'apparition de fissures, et les traumatismes répétés provoquer leur propagation, pouvant ainsi mener à la fracture. La capacité du matériau à ralentir cette propagation caractérise sa résistance à la fatigue.

Le facteur hydrique est majeur, dans la propagation des fissures dans le temps. La salive tient malheureusement parfaitement ce rôle.

#### **4.1.6. Résistance à la compression**

Si les céramiques ont une faible résistance à la flexion, elles sont en revanche très résistantes à la compression.

Les forces de mastication sont variables en bouche, avec des valeurs maximum atteintes en secteurs molaires (jusqu'à 850 N), d'où les difficultés de mise au point de matériaux adéquats pour réaliser des couronnes céramiques dans cette zone.

Cette propriété a pour corollaire l'utilisation de congé large ou d'épaulement arrondi au niveau des limites de préparation, afin de pouvoir mieux encaisser les forces occlusales selon un axe qui fait travailler la céramique en compression et non en flexion.

#### **4.1.7. Dureté et coefficient d'abrasion**

Les céramiques se sont longtemps vues reprocher de causer une importante abrasion de la dent naturelle antagoniste. L'abrasion dépend de l'état de surface de la céramique. Une céramique polie manuellement le sera insuffisamment, au niveau microscopique, et pourra donc provoquer d'importants dégâts antagonistes. Il est donc nécessaire, avant la pose d'une couronne de réaliser sur celle-ci un glaçage, qui va venir obturer toutes les rugosités de surface susceptibles d'être source de lésions amélaire.

Certaines céramiques ont une microstructure à grains très fins, afin d'abaisser encore sa capacité à abraser les dents naturelles, pour un résultat proche de l'usure naturelle.

#### **4.1.8. Facteurs influençant la résistance mécanique**

##### **4.1.8.1. Taux de porosité**

Les porosités d'une céramique ont une grande influence sur ses qualités mécaniques et ses propriétés optiques. Les blocs préfabriqués de céramique, destinés aux techniques d'usinage, ont une porosité presque nulle, comparativement aux céramiques réalisées manuellement. C'est pourquoi leurs propriétés mécaniques sont ostensiblement supérieures.

Pour les méthodes manuelles, le taux de porosité est influencé par son mode de compactage, vibration ou ultra-sons, et par sa granulométrie. Une céramique à grains fins verra son taux de porosité nettement diminué par rapport à une autre à grains plus volumineux. Le passage aux ultra-sons ou au vibreur densifie la céramique, augmentant sa résistance d'un facteur 4, comparativement à une céramique non densifiée.

La cuisson a également un rôle dans la densité, puisqu'une cuisson sous vide diminue le taux de porosités, de 4% à 0.1%.



#### **4.1.8.2. Température de cuisson**

Si l'augmentation de la température et du temps de cuisson améliore les propriétés mécaniques d'un matériau, par la densification créée, elle peut cependant, passé un certain stade, provoquer la dissolution des charges cristallines au sein de la matrice, et handicaper les performances de la céramique.

#### **4.1.8.3. Contraintes internes**

La céramique peut subir des contraintes internes, que ce soit par un coefficient de dilatation thermique différent entre la céramique cosmétique et son infrastructure, ou en son sein même, entre les charges et la matrice vitreuse.

#### **4.1.8.4. Microstructure**

Les propriétés mécaniques de la céramiques sont améliorées avec l'augmentation de la proportion de charges cristallines par rapport à la phase vitreuse, ceci entraînant une perte de translucidité.

#### **4.1.8.5. Etat de surface**

Il s'agit d'un élément déterminant dans la pérennité de la céramique, puisque les fissures de ce matériau naissent toujours en surface, aboutissant à long terme à la fracture. Un état de surface rugueux facilite grandement l'apparition de fissures, d'où l'obligation de réaliser en étape terminale avant scellement un glaçage de la céramique, qui va venir obturer les défauts initiateurs en surface.

Le glaçage améliore les propriétés mécaniques des céramiques feldspathiques de 400%, et de part son coefficient de dilatation thermique faible, il met en compression les structure sous jacente, gage de fiabilité.

#### **4.1.9. Renforcement des céramiques**

Les céramiques feldspathiques, premières céramiques utilisées en prothèse dentaire, remplissaient pleinement leur fonction esthétique, mais pêchaient par des qualités mécaniques insuffisantes.

McLean fut le premier à renforcer la céramique par une armature d'alumine, afin de pallier ces difficultés. Les indications des prothèses céramiques s'en virent décuplées, mais insuffisamment pour certaines indications.

La zircone est à ce jour le matériau céramique d'armature le plus solide et le plus résistant aux contraintes occlusales. Stabilisée avec l'oxyde d'yttrium, ses performances sont encore améliorées. Cet oxyde permet de conserver à température ambiante la conformation la plus résistante mécaniquement des cristaux de zircone, conformation obtenue avec l'élévation de la température (entre 1170°C et 2370°C).

La zircone modifie sa conformation sous l'effet de la température, mais également à l'application d'une contrainte. Les cristaux adoptent alors une forme monoclinique ou cubique, dont le volume est augmenté de 3 à 5%, ce qui permet, par compression de limiter la propagation d'une fissure.

Le système LAVA® (3M ESPE) utilise la zircone Y-TZP comme matériau d'armature.

La zircone Y-TZP possède d'excellentes propriétés mécaniques :

- Haute résistance à la flexion
- Haute résistance à la fracture
- Haute ténacité
- Module d'élasticité faible (plus faible que l'alumine)

## **4.2. Propriétés physiques**

### **4.2.1. Propriétés thermiques**

Les céramiques sont d'excellents isolants thermiques. Leur conductibilité thermique est très faible, de l'ordre de  $0.1 \text{ J/s/cm}^2$ .

Leur coefficient de dilatation thermique est en général faible, mais variable selon la céramique, d'où la nécessité d'utiliser ensemble une céramique cosmétique et une céramique d'infrastructure compatibles entre elles, sous peine d'un éclatement de la cosmétique lors de modifications de température [82].

C'est cette propriété de faible dilatation thermique sous l'action de la chaleur qu'ont voulu utiliser les ingénieurs de l'écurie Toyota, en championnat du monde des voitures de sport, dans les années 1980. Le projet d'un moteur conçu entièrement en céramique permettait à celui-ci de ne pas être refroidi, associé à un gain de poids, ainsi qu'un rendement supérieur à celui des moteurs à explosion classiques. Mais devant les difficultés d'usinage des pièces et d'obtention d'un degré de pureté suffisant pour assurer sa fiabilité, le projet fut rapidement abandonné [30].

Il est à noter qu'une association entre la céramique (zircone) et le principe du moteur rotatif de type Wankel, spécialité du constructeur automobile japonais Mazda® a été envisagée, sans plus de succès [48 ; 51].

L'application des céramiques à l'automobile reste l'utilisation de disques de freins céramique, plus efficace que les disques carbone.

Le coefficient de dilatation thermique peut être modifié, en fonction de la teneur en  $\text{K}_2\text{O}$  du verre.

#### **4.2.2. Propriétés optiques**

L'aspect optique, et donc esthétique, dépend de multiples facteurs, à savoir la céramique elle-même, ses différentes couches, sa surface, et la lumière incidente [59].

La couleur se définit selon 3 aspects :

- **Lunimosité :**

C'est la quantité de blanc au sein de la couleur établie.

- **Teinte :**

Elle définit la couleur de la dent, qui est définie selon le degré des trois couleurs principales (Rouge, Vert, Bleu)

- **Saturation :**

Il s'agit de la quantité de couleur observée au travers d'une masse dense. Plus la saturation est forte, plus la dent semblera foncée.

L'œil humain perçoit donc la combinaison de ces 3 paramètres, associée à un 4<sup>e</sup> : la translucidité.

Celle-ci varie beaucoup, selon la céramique utilisée, ses charges cristallines, sa proportion avec la phase vitreuse, les pigments colorants et moult autres éléments faisant varier la translucidité de l'opaque au transparent [59].

La lumière qui s'applique sur la dent agit selon 2 voies : transmission et réflexion.

La proportion de ces deux cheminements de la lumière va varier en fonction de la qualité et de la quantité de l'émail (selon la zone de la couronne, où l'émail sera plus ou moins fin).

La réflexion de la lumière est maximale à la surface de l'émail, tandis qu'en profondeur, au niveau de la dentine, elle est minime. Il y a dispersion des rayons lumineux tout au long de la pénétration de la lumière au sein de l'émail et de la dentine, et ces rayons vont ressortir de la dent, c'est ce qui traduit la teinte pour l'œil humain.

Si le matériau ne permet pas la transmission de la lumière, il est opaque.

Un matériau qui autorise une parfaite transmission du faisceau lumineux est transparent.

Si la lumière est atténuée, mais pas en totalité, le matériau est translucide.

La transmission et la réflexion de la lumière seront donc grandement dépendante de la céramique, dont la charge cristalline et la matrice vitreuse vont faire varier la pénétration de la lumière. Les céramiques ont donc un rendu pour l'œil très variable, en fonction de son épaisseur et du matériau utilisé.

#### **4.2.3. Propriétés électriques**

Les céramiques sont isolantes, électriquement parlant.

#### **4.3. Propriétés chimiques**

Les céramiques sont stables chimiquement, d'où leur excellent biocompatibilité, aussi bien pour les prothèses coronaires que pour les implants céramiques monobloc.

Elle ne subissent pas de corrosion et n'ont aucun pouvoir allergène [82].

## **5. PROPRIETES DES ARMATURES METALLIQUES**

Si les restaurations tout céramique ont été une avancée esthétique indéniable, la principale difficulté dans la mise au point des divers procédés fut de leur assurer une robustesse et donc une pérennité suffisante et supérieure à l'ancienne référence : les prothèses fixées céramométalliques [4].

### **5.1. Alliages précieux**

#### **5.1.1. Classifications**

##### **5.1.1.1. Classification de l'American Dental Association (ADA)**

On classe les alliages dentaires en trois catégories [4 ; 22 ; 66] :

- « High noble » : Alliages dont le taux de métaux nobles est supérieur ou égal à 60% (en poids), avec au minimum 40% d'or.
- « Noble » : Alliages dont le taux de métaux nobles est supérieur ou égal à 25% (en poids), sans précision pour l'or.
- « Base metal » : Alliages non précieux, dont le taux de métaux nobles est inférieur à 25% (en poids).

##### **5.1.1.2. Classification NF EN ISO (France – International)**

- NF EN ISO 1562 : Alliages comprenant au moins 75% (en poids) d'or et de métaux de la mine du platine. Ces alliages précieux peuvent donc ne pas contenir d'or.
- NF EN ISO 8891 : Alliages comprenant entre 25 et 75% (en poids) d'or et de métaux du platine. Ce sont les matériaux anciennement appelés « semi-

précieux » et « quart-précieux ». Leur comportement vis-à-vis de la corrosion est à prendre en compte.

- NF EN ISO 9693 : Cette catégorie englobe tous les alliages destinés aux restaurations céramométal, sans précision de proportion de métaux précieux. Cependant, la plupart de ces alliages sont classés dans une catégorie équivalente aux alliages d'or de plus de 75% (en masse) d'or et métaux de la mine du platine. On peut également nommer ces alliages, en fonction de leur constituant principal (Alliage base or, base palladium...).

#### **5.1.1.3. Classification en fonction de leur utilisation**

- Alliages pour céramométal
- Alliages universels (peuvent être céramisés avec des céramiques basse fusion)
- Alliages conventionnels

#### **5.1.1.4. Classification AFNOR**

- I – mou (dureté Vickers (VHN) 60 à 90)
- II – moyen (dureté VHN 90 à 120)
- III – dur (dureté VHN 120 à 150)
- IV – extra-dur (dureté VHN supérieure à 150 après coulée, supérieure à 220 après durcissement)

Les alliages conçus et utilisés depuis la mise en place de cette classification ayant considérablement évolués vers une plus grande dureté, la plupart d'entre eux entre dans les catégories III et IV [4 ; 67].

## 5.1.2. Constituants

### 5.1.2.1. Constituants principaux

- **Or (Au) :** Grâce à son excellent comportement vis-à-vis de la corrosion, il augmente la résistance de l'alliage contre celle-ci. L'or confère à l'alliage sa ductilité, augmente sa densité et élève la température de fusion. Lors du traitement thermique de l'alliage, il se combine au cuivre pour durcir l'alliage. L'or est inerte chimiquement, d'où une bonne biocompatibilité. Enfin, il donne une teinte jaune, ce qui est un point positif, au niveau rendu esthétique final de la restauration tout céramique [67].
- **Platine (Pt) :** Inerte chimiquement, le platine augmente la dureté et augmente la résistance à la corrosion. Au-delà de 12% (en poids), il blanchit l'alliage. Son défaut majeur reste l'élévation du point de fusion et son coût, ce qui limite son utilisation aujourd'hui.
- **Palladium (Pd) :** De rôle similaire à celui du platine, il est utilisé pour remplacer celui-ci, pour un coût inférieur. Très peu actif chimiquement, il augmente la dureté de l'alliage et la température de fusion, et participe également à la résistance à la corrosion. Le palladium diminue la densité de l'alliage, et reste le métal qui blanchit le plus l'alliage, puisqu'il suffit de 5 à 6% (en poids) de palladium pour le blanchir complètement.
- **Argent (Ag) :** Il possède un défaut non négligeable, celui d'être actif chimiquement, d'où une biocompatibilité mauvaise. Il contribue à la ductilité de l'alliage et tend à le blanchir. L'argent diminue la densité, et durcit l'alliage quand il est associé au cuivre. Il peut donner à la céramique cosmétique une teinte verdâtre. Enfin, il se corrode en présence de soufre.
- **Cuivre (Cu) :** Très actif chimiquement, il augmente la résistance mécanique, la dureté de l'alliage et diminue sa densité. Il abaisse le point de fusion de l'alliage, et lui donne une teinte rougeâtre, teinte corrigée par l'association du cuivre avec l'argent. Défaut important, il diminue la résistance à la corrosion, d'où une limitation de son utilisation.



### 5.1.2.2. Constituants secondaires

- **Rhuthénium (Rh)** : Diminue l'hétérogénéité de l'alliage, il joue le rôle d'affineur de grains et durcit l'alliage en présence de platine.
- **Iridium (Ir)** : Egalement affineur de grains, il durcit l'alliage en présence de platine. Des microadditions de seulement 0,005% provoquent une germination homogène des alliages.
- **Gallium (Ga)** : Métal très réactif chimiquement, il abaisse le point de fusion.
- **Indium (In)** : Métal très réactif chimiquement, il abaisse le point de fusion.
- **Etain (Sn)** : Métal très réactif chimiquement, il abaisse le point de fusion.
- **Zinc (Zn)** : Très réactif chimiquement, il est utilisé comme désoxydant, et blanchit l'alliage. Le zinc abaisse la température de fusion, diminue la densité de l'alliage et durcit celui-ci, en présence de platine.

### 5.1.3. Propriétés

#### 5.1.3.1. Propriétés physiques et mécaniques

Elles sont très variables, en fonction des métaux utilisés, de leurs proportions respectives, et des traitements subis durant la mise en œuvre [4].

Les alliages précieux sont globalement de type ductile, leur dureté Vickers varie entre 40 et 330 VHN. Cette ductilité facilite le polissage. Mais après traitement thermique durcissant l'alliage, le polissage est beaucoup plus délicat [67].

Le module d'élasticité varie entre 80 et 130 GPa, soit équivalent aux alliages de titane, mais largement inférieur aux alliages cobalt-chrome et nickel-chrome (Alliages non précieux).

La rigidité des alliages permet d'une manière générale d'alléger les infrastructures des prothèses amovibles, et d'affiner les chapes des couronnes et bridges céramométalliques. Cependant, avec leur rigidité plus faible que celle des alliages non précieux type Ni-Cr et Co-Cr, l'épaisseur de ces armatures doit être plus grande que pour ces derniers, et donc l'épaisseur de la céramique cosmétique plus faible [4].

#### **5.1.3.2. Propriétés thermiques**

Si les alliages conventionnels ont une courbe solidus variant entre 800 et 1000°C, et une courbe liquidus variant entre 900 et 1100°C (en fonction de leur composition), les alliages destinés à devenir l'infrastructures des prothèses fixées céramométalliques doivent être modifiés pour augmenter la courbe solidus (de 800-1000°C à 1000-1100°C), de façon à éviter le fluage lors de la cuisson de la céramique cosmétique susjacente. Ceci n'est pas nécessaire pour les céramiques basse fusion. Il est intéressant de noter que le choix du type de revêtement compensateur est influencé par la température de coulée [67].

La conductibilité thermique des ces alliages est d'environ 250 W/mK, soit près de 500 fois celle de la dentine, 250 fois celle de l'émail, et 10 fois celle de l'amalgame. Cet élément est important à prendre en compte, car cette conductibilité peut être un stress permanent pour la pulpe et peut provoquer sa nécrose. Cependant, c'est aussi une qualité intéressante pour les prothèses adjointes partielles à châssis métallique, puisque cela permet aussi une stimulation thermique du palais [4 ; 67].

#### **5.1.3.3. Corrosion**

Si la plupart des métaux précieux utilisés dans ces alliages sont résistants à la corrosion, le cuivre et l'argent peuvent cependant provoquer une corrosion à chaud de l'alliage (ternissure). De même, les métaux adjuvants (Étain, Zinc, etc...) destinés à modifier les propriétés de l'alliage ont également un rôle pouvant être néfaste à la résistance à la corrosion du métal, même dans de faibles proportions [4].

#### **5.1.3.4. Biocompatibilité, toxicité et allergies**

Si l'or est le métal précieux offrant la meilleure biocompatibilité, proche des qualités des céramiques, l'argent est en revanche très défavorable. De même, le cuivre et le zinc sont très cytotoxiques pour les tissus environnants.

L'or est le métal précieux dont le potentiel allergique est le plus faible [4 ; 20].

#### **5.1.4. Alliages principaux, comportement vis-à-vis de la céramique cosmétique**

La liaison céramique cosmétique – chape métal est assurée par une couche d'oxyde de surface, délivrée par l'alliage métallique. Mais les alliages précieux ne possédant pas naturellement cette couche d'oxyde, la présence d'éléments adjuvants, tels l'indium, l'étain ou le gallium, va pallier ce problème et provoquer l'apparition de l'oxyde. Cependant, cet élément essentiel à la liaison céramique-métal peut être éliminé lors de la coulée du métal, si toutes les précautions ne sont pas prises. Par ailleurs, les alliages précieux ne doivent pas être réutilisés sans addition d'une part suffisante d'alliage neuf [4].

##### **5.1.4.1. Alliages à haute teneur en or**

De part la grande ductilité de l'or, ces alliages sont souvent trop faibles mécaniquement, pour supporter les forces mécaniques imprimées sur les prothèses fixées plurales, et ce, malgré l'adjonction de platine ou de palladium. On peut alors augmenter le diamètre des embrasures des armatures, mais au détriment certain de l'esthétique et de la forme finale de la restauration. Ces alliages sont donc contre-indiqués pour les bridges de moyenne et grande portée. Des additions d'étain, de fer et d'indium peuvent renforcer l'alliage et créer la couche d'oxyde pour la liaison avec la céramique cosmétique. Ces alliages ont cependant la qualité de ne pas colorer la céramique, du fait de l'absence d'argent, et donc de posséder un rendu esthétique intéressant, mais ce sont également les alliages les plus coûteux, d'où une orientation vers un autre alliage, voire une restauration fixée tout céramique, si l'indication le permet.

#### **5.1.4.2. Alliages à faible teneur en or, type or-palladium-argent**

Afin de limiter les coûts, des alliages précieux contenant 20 à 40% (en poids) de palladium et 5 à 16% d'argent ont été mis au point. Cela confère l'avantage d'avoir une plus grande rigidité que les alliages à haute teneur en or, et le risque de fluage lors de la cuisson de la céramique est diminué. Cependant, la présence d'argent peut donner une teinte verdâtre à la céramique.

#### **5.1.4.3. Alliages à faible teneur en or, type or-palladium**

Ces alliages sont généralement composés de 45 à 68% d'or et de 22 à 45% de palladium. Le module d'élasticité est augmenté et le risque de fluage limité. Le gain en termes de diminution du coût est non négligeable. Mais si l'absence d'argent évite une discoloration inesthétique, le coefficient d'expansion thermique diminue grandement, ce que pouvait donc éviter l'apport d'argent dans l'alliage. Le choix de la céramique cosmétique susjacente est donc influencé par le choix de cet alliage. Cependant, il existe des alliages de ce type, avec un faible pourcentage d'argent (moins de 5%) qui limite la coloration de la céramique, tout en octroyant à l'alliage de meilleures propriétés mécaniques.

#### **5.1.4.4. Alliages palladium-argent**

Composés de palladium (40 à 60%) et d'argent (25 à 40%), ces alliages ont des propriétés mécaniques supérieures aux alliages d'or, et présentent la rigidité la plus élevée des alliages précieux, ce qui autorise leur utilisation pour réaliser des bridges de moyenne et longue portée. Les adjuvants, étain ou indium, ont pour rôle de faciliter la liaison avec la céramique cosmétique. Le taux de palladium limite le risque de corrosion et de ternissure en bouche. La présence d'argent pouvant entraîner une coloration disgracieuse de la céramique, on peut traiter l'alliage à l'or colloïdal, pour éviter la diffusion de l'argent, mais ceci au détriment de la liaison avec la céramique, puisque ce procédé peut interférer avec l'apparition de la couche d'oxyde.

#### **5.1.4.5. Alliages palladium-cuivre**

Ces alliages sont composés de 70 à 80% de palladium, de 4 à 20% de cuivre, et de 3 à 9% de gallium. L'association entre le palladium et le cuivre donne à la couche d'oxyde une teinte très marquée, difficile à masquer avec une céramique opaque. Si la liaison avec la céramique est de très bonne facture, la rigidité et la résistance au fluage n'est pas aussi bonne que pour les alliages palladium-argent, d'où une contre-indication pour les bridges de moyenne et longue portée.

#### **5.1.4.6. Alliages palladium-cobalt**

Composés de 90% de palladium et de 4 à 5% de cobalt, ces alliages sont plus rarement utilisés. Le cobalt a pour but d'élever le coefficient de dilatation thermique, en accord avec la céramique. Cependant, la couche d'oxyde a une teinte très sombre, difficile à masquer. Il faut également savoir que ces alliages ont une affinité particulière pour le carbone, qui peut les fragiliser, en cas de contamination accidentelle.

## **5.2. Alliages non précieux**

### **5.2.1. Classification**

S'il n'existe pas de vraie classification reconnue des alliages non précieux, il est de coutume d'utiliser celle de Burdairon et Degrange (1979) [4 ; 63] :

- Alliages Nickel-Chrome-Fer, contenant comme éléments adjuvants du bore, du manganèse et du fer
- Alliages Nickel-Chrome, contenant comme éléments adjuvants de l'aluminium, du molybdène, et parfois du béryllium, du titane, du tantale et du tungstène.
- Alliages Nickel-Chrome riches en nickel, contenant également du bore et du silicium

Mayer et Degrange ont également proposé une classification reposant sur les diverses spécialités commerciales existantes.

Les alliages non précieux ont été développés pour des raisons mécaniques et surtout économiques évidentes.

### **5.2.2. Constituants**

La cristallinisation des alliages va aboutir à une structure dendritique, matrice au sein de laquelle vont précipiter des composés métalliques. Les zones interdendritiques sont constituées par des précipités massifs ou par des eutectiques lamellaires. C'est à leur niveau que l'on observe des ruptures de type fragile. Les joints de grains sont parfois le siège d'un phénomène de précipitation [4].

### 5.2.2.1. Constituants principaux

- Nickel : Malgré de très bonnes propriétés mécaniques, il comporte plusieurs gros défauts, notamment sa mauvaise tolérance biologique, et son fort potentiel allergisant.

Alliages base Nickel : Nickel en constituant principal, Chrome égal ou supérieur à 20%, Molybdène égal ou supérieur à 4%, soit Cobalt + Nickel + Chrome supérieur ou égal à 85% [63].

- Cobalt : De faible coût, tout comme le nickel, il possède d'excellentes propriétés mécaniques et une bonne tolérance biologique, d'où le pas pris des alliages cobalt-chrome sur le nickel-chrome, en prothèse fixée et amovible.

Alliages base Cobalt : Cobalt constituant principal, Chrome supérieur ou égal à 25%, Molybdène supérieur ou égal à 4%, soit Cobalt + Nickel + Chrome supérieur ou égal à 85% [63].

### 5.2.2.2. Constituants secondaires

- Molybdène (Mb) : Associé au chrome et au nickel, il participe à la formation de phases intermédiaires qui se forment dans les zones interdendritiques des alliages base Ni-Cr.
- Carbone (C) : Avec le molybdène et le chrome, il participe à la formation de carbures (principalement  $M_23C_6$ ), structures qui précipitent aux joints de grains et ainsi modifient les propriétés mécaniques de l'alliage.
- Silicium : Il forme avec le nickel des précipités très fins de type  $Ni_3B-Ni_5Si_2$  dans la matrice, et améliore la coulabilité.
- Bore : Avec le nickel, il forme des composés intermétalliques  $Ni_3B$  qui contribuent à abaisser le point de fusion de l'alliage.
- Chrome : Il donne à l'alliage sa résistance à haute température.

### **5.2.3. Propriétés**

#### **5.2.3.1. Propriétés physiques et mécaniques**

Si les propriétés mécaniques des alliages de cobalt-chrome et de nickel-chrome varient de manière significative selon le fabricant et les procédés de mise en œuvre, ces alliages sont d'une manière générale beaucoup plus résistants que les alliages précieux, en particulier à base d'or. Les alliages de cobalt-chrome ont une dureté Vickers entre 330-465, et de 210 à 380 pour le nickel-chrome. Cela permet donc d'affiner l'épaisseur des chapes support de la céramique, afin d'obtenir une plus grande épaisseur de celle-ci, tout en masquant au mieux les insuffisances esthétiques des matériaux non précieux [4 ; 63].

Il est intéressant de noter qu'un adhésif est indispensable pour assurer la liaison entre la céramique cosmétique et la chape sous-jacente [4].

#### **5.2.3.2. Corrosion**

Le recouvrement de la surface du métal par une pellicule d'oxyde de chrome rend les alliages nickel-chrome résistants à la corrosion en milieu buccal. Ceci est possible dès que l'alliage possède plus de 13% de chrome (en poids).

Le molybdène quand à lui rend le nickel résistant à la corrosion dans des solutions acides (chlorhydrique et sulfurique), salines (chlorure de sodium) ou salivaires artificielles [4].

#### **5.2.3.3. Propriétés thermiques**

Le coefficient d'expansion thermique des alliages Ni-Cr et Co-Cr étant très proches de celui des alliages précieux, on peut donc utiliser les mêmes céramiques cosmétiques.

Si les intervalles de fusion (940 à 1430°C pour les alliages Ni-Cr, 1250 à 1500°C pour Co-Cr) et les températures de coulée (1000 à 1500°C pour Ni-Cr, 1300 à 1600°C pour Co-Cr) sont plus élevés que ceux et celles des alliages précieux, constituant ainsi une difficulté



supplémentaire dans leur mise en oeuvre, les améliorations des systèmes de chauffe ont permis d'effacer ce problème, en atteignant aisément aujourd'hui ces températures.

Il est intéressant de noter qu'en prothèse amovible à châssis métal, il n'est pas possible d'améliorer les propriétés des alliages cobalt-chrome par un traitement thermique. En revanche, on peut faciliter le travail et la finition du nickel-chrome, avec un recuit à 982°C (15 minutes), puis un durcissement à 704°C (15 minutes) et enfin une trempe, pour améliorer la résistance [4].

#### **5.2.3.4. Biocompatibilité, toxicité et allergies**

Si l'utilisation du nickel en odontologie prothétique a pu porter à polémique par le passé, en raison de son mauvais comportement biologique et son potentiel allergisant, il a été démontré qu'un alliage Ni-Cr contenant plus de 20% de chrome pouvait être considéré comme stable en milieu buccal, tout comme les alliages à base de cobalt-chrome. Certains alliages nickel-chrome sont vendus avec un certificat de biocompatibilité [4 ; 20].

Les alliages à base de nickel sont cependant de moins en moins utilisés.

### 5.3. Alliages de titane

L'utilisation du titane en odontologie prothétique est comme un condensé des qualités des alliages couramment utilisés : les excellentes propriétés mécaniques des alliages non précieux, associées à la biocompatibilité des métaux précieux [4 ; 19].

#### 5.3.1. Classifications

En prothèse fixée et implantaire, le titane peut être classé en deux catégories distinctes :

- Titane « pur » ou « allié »
- Titane « non allié »

En ce qui concerne le titane « pur », il est plus exact de parler de titane « commercialement pur », car il présente plusieurs éléments ajoutés à considérer, même si leurs proportions sont faibles [19].

La norme DIN 17850 définit quatre types de titane « commercialement pur » :

Composition chimique (% en poids)						
	Fe max	O max	N max	C max	H max	Ti
Grade 1	0.15	0.12	0.05	0.06	0.013	Reste
Grade 2	0.20	0.18	0.05	0.06	0.013	Reste
Grade 3	0.25	0.25	0.05	0.06	0.013	Reste
Grade 4	0.30	0.35	0.05	0.06	0.013	Reste

**Tableau 5: Classification des différents grades du titane "commercialelement pur"**

Hors cadre dentaire, on peut modifier les propriétés du titane en l'alliant à d'autres éléments tels le vanadium, le palladium, le nickel, le cuivre, l'aluminium, ce en fonction de son application (aérospatiale, armement...)

## **5.3.2. Constituants**

### **5.3.2.1. Le titane et ses formes cristallines**

Le titane peut se présenter sous deux formes allotropiques différentes,  $\alpha$  et  $\beta$ , dont la température de transformation se situe entre 882 et 890°C (en fonction de la méthode d'obtention du titane, et de la présence des éléments additionnés) [4 ; 19].

- Forme  $\alpha$  : c'est la forme que prend le titane, sous 882,5°C. Stable, il possède une structure hexagonale compacte ou pseudo compacte
- Forme  $\beta$  : Au dessus de 882,5°C, le titane adopte une structure cubique centrée stable.

La température de transition  $\alpha$ - $\beta$  est appelée transus  $\beta$ .

Les alliages de titane peuvent donc être composés de :

- $\alpha$  exclusif, très résistants.
- $\beta$  exclusif, plastiques et sensibles aux traitements thermiques.
- $\alpha + \beta$ , mixtes, et surtout variables, en fonction des proportions respectives de  $\alpha$  et  $\beta$ , afin d'obtenir un compromis entre résistance et plasticité.

### **5.3.2.2. Eléments d'addition**

Ces éléments ont une influence très importante sur le futur comportement de l'alliage de titane, tant au niveau des propriétés mécaniques, que de sa résistance à la corrosion, ce par l'intermédiaire de solutions solides d'insertion ou de substitution, ou par simple modification de morphologie [4 ; 19].

#### 5.3.2.2.1. Éléments alphagènes

- **Oxygène** : Il occupe les espaces intersticiels du réseau hexagonal compact du titane  $\alpha$  et entraîne une modification de la structure cristalline. Ce phénomène rend le métal moins ductile.
- **Carbone** : Son influence est la même que celle de l'oxygène.
- **Azote** : Son influence est la même que celle de l'oxygène.
- **Aluminium** : Il améliore la résistance et la tenue au fluage, durcit la phase  $\alpha$ , baisse la ductilité. Sa concentration est limitée à 7% (en poids).

#### 5.3.2.2.2. Éléments bêtagènes

- **Hydrogène** : Il peut former des hydrures, source de fragilité de l'alliage, mais évitée par un travail sous vide ou sous argon (gaz neutre) du titane [19 ; 101].
- **Molybdène** : il améliore la tenue à la corrosion, la résistance, la ductilité et le fluage.
- **Vanadium** : il améliore la ductilité, mais baisse la tenue à l'oxydation.
- **Fer** : il améliore le compromis résistance-ductilité-fluage à moyenne température, et baisse de manière importante la température de transformation allotropique (transus  $\beta$ ), permettant ainsi un travail à plus basse température.
- **Autres éléments** : manganèse, chrome, silicium, nickel, cuivre.

#### 5.3.2.2.3. Éléments neutres

Le zirconium et l'étain sont des éléments neutres.

### **5.3.3. Propriétés**

#### **5.3.3.1. Propriétés physiques et mécaniques**

- Masse volumique faible :  $4,5 \text{ g/cm}^3$ , soit deux fois moindre que celle des alliages cobalt-chrome, et près de quatre fois plus faible que les alliages d'or. Donc, pour un volume égal, les prothèses de titane seront plus légères et confortables que celles en cobalt-chrome et nickel-chrome. A contrario, cette faible masse volumique sera une difficulté supplémentaire, lors de l'étape de coulée, d'où un travail par usinage [4].
- Point de fusion élevé ( $1720^\circ\text{C}$ , en fonction de sa pureté) : Ce caractère classe le titane parmi les matériaux réfractaires.
- Dureté : comparable à celles des alliages précieux à base or, et donc très inférieure à celle des non précieux. Cependant, la multitude d'éléments d'addition modifient considérablement les propriétés finales de l'alliage, en fonction de leurs proportions respectives.

#### **5.3.3.2. Propriétés thermiques**

- Conduction thermique : très inférieure à celles des autres alliages.
- Coefficient de dilatation thermique : très bas, ce qui oblige l'emploi de céramiques cosmétiques particulières.

#### **5.3.3.3. Corrosion**

Si le titane en lui-même est résistant vis à vis la corrosion, la présence de fluorures dans le milieu buccal va diminuer cette résistance, de même que les rugosités de surface [19].

#### **5.3.3.4. Biocompatibilité, cytotoxicité et allergies**

Le titane est reconnu comme ayant d'excellentes propriétés de biocompatibilité et de tolérance biologique. C'est pour cette raison qu'il est utilisé en implantologie [4].

#### **5.3.4. Alliages et liaison avec la céramique cosmétique**

L'oxydation de la surface du titane est un obstacle à une bonne liaison avec la céramique, c'est pour cette raison qu'il est indispensable d'éliminer cette couche par un sablage à l'alumine, avant la cuisson de la céramique, ou par une attaque acide ( $\text{HNO}_3$ -HF)

En raison de son faible coefficient de dilatation thermique, le titane nécessite l'utilisation de céramiques cosmétiques spécifiques [4].

On peut améliorer la liaison avec une couche d'or, mais quelque soit le procédé, la valeur de cette liaison est moindre que pour les alliages précieux, en particulier les bases palladium.

## 6. PRINCIPAUX SYSTEMES TOUT-CERAMIQUE

Les céramiques utilisables en prothèse fixée étant très nombreuses et diverses, les multiples systèmes disponibles sur le marché sont aujourd'hui capables de répondre à de nombreuses situations cliniques, avec cependant un recul clinique parfois faible selon les procédés.

Il existe 3 grandes familles de céramiques, en fonction du matériau principal d'infrastructure :

- Céramiques feldspathiques
- Céramiques à base d'alumine
- Céramiques à base de zircone

Ces 3 types de céramiques répondent à des indications différentes, que l'on peut recenser d'une manière globale ici :

Type de céramique	Translucidité	Propriétés mécaniques	Indications principales
Céramiques feldspathiques	Excellente	Faibles	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Facettes, inlays, onlays</li> <li>• Couronnes antérieures</li> </ul> <b>&gt; visée esthétique</b>
Céramiques à base d'alumine	Moyenne / faible	Moyennes/Bonnes	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Couronnes unitaires</li> </ul> <b>&gt;Visée esthétique et mécanique</b>
Céramiques à base de Zircon	Faible / opaque	Excellentes	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Couronnes unitaires (postérieures)</li> <li>Bridges</li> </ul> <b>&gt;Visée mécanique</b>

**Tableau 6: Propriétés des principaux types de céramique**

Si l'augmentation des propriétés mécaniques, avec notamment l'apparition de la zircone, se fait majoritairement par l'augmentation des charges dans la matrice du matériau, cela a pour conséquence de diminuer considérablement la translucidité de la céramique et peut altérer de manière significative le résultat esthétique.

Si la zircone paraît aujourd'hui être le grand matériau d'avenir, elle n'est cependant pas encore la solution absolue en matière d'esthétique. Un bon compromis reste encore à trouver, dans bien des cas cliniques.

D'une manière globale, il est possible de classer ces différents procédés tout-céramique en fonction de leurs charges respectives (et donc de leurs propriétés mécaniques), et de leur translucidité. Cependant, en fonction de la polyvalence de certains systèmes et leur possibilité d'utiliser différentes céramiques, le graphique suivant ne saurait être exhaustif, et est donné à titre indicatif.

Il est important de noter que le recul clinique des restaurations zircone en postérieur est encore trop faible pour certifier que son utilisation est sans risque de fracture.

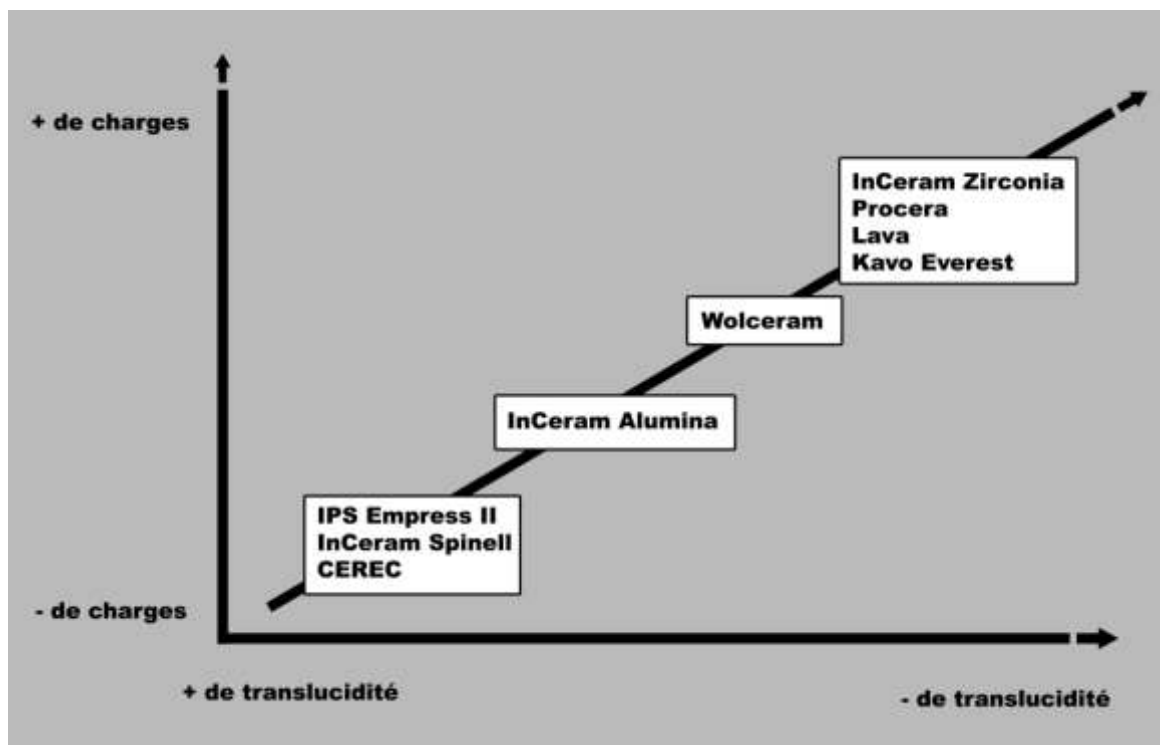


Figure 1: Classification des principaux systèmes céramiques selon leur translucidité

Dans ce chapitre, nous présenterons les principaux systèmes tout-céramique disponibles sur le marché, que nous classerons selon leur translucidité.



## **6.1. Système IPS Empress II®**

Le système IPS Empress®, lancé en 1991, fut l'un des premiers procédés de céramique pressée disponible en France. Connu pour avoir des propriétés optiques et de translucidité excellentes, cette céramique de verre renforcée à la leucite était aussi dotée d'une faible résistance mécanique, de l'ordre de 117 MPa. [2 ; 21]

Ivoclar®, société propriétaire de la licence, développa par la suite la céramique Empress II®, conçue à base de disilicate de lithium (70% du volume), aux capacités mécaniques renforcées, avec une résistance à la flexion d'environ 350 MPa, soit 3 fois plus que la première version de l'Empress [85].

Il est important de savoir que du fait de la structure du matériau et de la céramique de recouvrement différents, l'Empress I et II sont totalement incompatibles entre eux.

L'Empress II possède le grand avantage, comparativement à l'Empress I, de pouvoir être scellé ou collé (contrairement à la première version qui ne pouvait qu'uniquement être collée).

### **6.1.1. Procédé**

La mise en œuvre est assez classique, puisqu'elle fait appel à la technique de la cire perdue. L'armature est réalisée à la main, en cire, en respectant les impératifs de dimensions qui permettront à la future restauration d'être suffisamment résistante.

L'épaisseur minimale de la chape est de 0.8mm, et les connections de bridges d'au moins 4mm x 4mm, ce qui peut parfois poser quelques difficultés esthétiques.

La chape de cire est ensuite placée en revêtement et subit une montée en température régulière et progressive, atteignant 850°C et éliminant la cire, pour obtenir un moule en creux de l'armature.

Le lingotin est d'abord choisi en fonction de la teinte désirée, et est ensuite placé dans le conduit menant au moule, puis le four est poussé à 990°C pour une stratification, et jusqu'à 1075°C pour la colorisation [85].

Dans le cas de confection de bridges, on réalisera une première cuisson dite « de connection » à 800°C.

Après l'élaboration de la céramique cosmétique, le glaçage est effectué à 770°C.

Le temps de réalisation d'une prothèse de ce type est de 3 à 4 heures, du fait de la grande part de travaux manuels [47 ; 85].

La composante esthétique de la couronne peut être réalisée par :

- Maquillage de surface (facettes)
- Stratification (Céramique IPS Eris®)

Une nouvelle céramique de recouvrement a été lancée par Ivoclar, pour améliorer encore le rendu esthétique : l'IPS Eris®.

Cette céramique permet une nouvelle approche de la réalisation de la cosmétique par stratification, car elle propose un panel de teintes élargi, par rapport à la cosmétique préexistante : en plus des masses « Dentine », « Incisal », « Transparent » déjà disponible, viennent s'ajouter « Occlusal », « Mamelon », « Opal effect ».

### **6.1.2. Indications**

Les indications du système IPS Empress II® sont majoritairement d'ordre esthétique, cherchant à approcher au maximum la translucidité naturelle de la dent, et donc un rendu à l'œil humain le plus parfait possible [85].

Les propriétés optiques de l'Empress II® sont améliorées, comparativement à la version I. Cependant, cette excellente translucidité contraint à limiter l'utilisation de cette céramique, en matières d'indications cliniques (Avec néanmoins une abrasion des dents antagonistes limitée) [64].

- Facettes
- Inlays, Onlays
- Couronnes unitaires
- Bridges 3 éléments jusqu'à la 2eme prémolaire

### **6.1.3. Contre-indications**

- Faible épaisseur de préparation
- Restauration sous-jacente métallique
- Dent très dyschromée
- Contre-indications générales à l'utilisation des prothèses tout-céramique (bruxisme, malocclusions sévères, etc...)

Le système IPS Empress II® est donc un système aux qualités esthétiques exceptionnelles et reconnues, qui se voit aujourd'hui améliorée en une nouvelle version : IPS e.max Ceram®, pour élargir encore son champ d'indications cliniques (Chapitre 11.2) [15 ; 79 ; 80].

## **6.2. Système Wolceram®**

Il utilise le principe de la barbotine, vu avec le système InCeram®, et utilise également ses matériaux. Le scanner prend l’empreinte optique du die, afin de déterminer la zone de trempage de la barbotine. L’originalité de ce système tient en la dépose de la barbotine sur le MPU par électrophorèse. Ce procédé permet d’avoir une meilleure texture du matériau, une plus grande densité, permettant à l’alumine d’avoir des propriétés mécaniques plus proches de la zircone, ainsi qu’un gain de temps substantiel. Avec ce procédé, on estime que les qualités mécaniques du matériau sont augmentées de 30%, par rapport à une pose manuelle. Wolceram® est de ce fait un peu à part, dans la catégorie des systèmes CFAO [38 ; 46].

Un autre avantage de ce système est son faible volume, et son coût d’investissement bien moins lourd à supporter que les autres systèmes CFAO [38 ; 46].

### **6.2.1. Procédé**

Les MPU sont installés sur des supports à baïonnette, eux-même fixés sur la partie supérieure de la machine. La première étape est le scannage du MPU, déterminant sa forme et sa longueur, et donc la profondeur du trempage dans la barbotine. Pour les piliers implantaires, les données relevées permettront son usinage, après obtention du bloc de céramique obtenu par déposition électrophorétique [38].

Le die est ensuite trempé dans une solution électrolytique, séché, puis amené dans la barbotine pour électrophorèse, déposant ainsi la céramique à sa surface. Le temps passé dans la barbotine définit l’épaisseur de la chape (25 secondes pour 0.5 mm, ce qui constitue l’épaisseur normale d’une chape, à 180 secondes pour obtenir un bloc de 8 à 10mm, secondairement usiné pour obtenir un pilier implantaire, en fonction des données relevées par le matériel de CFAO).

Pour la confection d’armature de bridge 3 éléments, on utilise une électrode en métal basse fusion (zinc à 99.8%) qui servira de soutien à la céramique de l’intermédiaire de bridge.

L'ensemble subit ensuite les étapes menant au bain électrophorétique. L'électrode sera coupée.

Après séchage de l'ensemble à l'air pulsé chaud, on peut retirer l'armature de son support, et la fritter pendant 2h30, à 1140°C, éliminant au passage les restes de l'électrode de zinc. A cette étape, la consistance de l'armature est encore crayeuse et se travaille encore facilement. L'infiltration du verre se fait de manière classique, comme dans le procédé InCeram, 1h à 1120°C, donnant à l'armature la teinte souhaitée, et lui donnant ses propriétés mécaniques définitives. Le verre doit avoir une très faible viscosité à la température d'infiltration (1100°C) pour que les pores entre les particules d'alumine soient intégralement obturés.

On contrôle à cette étape, sur le modèle et au besoin en bouche si l'adaptation est toujours parfaite.

Les matériaux utilisés par le système Wolceram® sont les céramiques InCeram Alumina® et InCeram Zirconia®. L'alumine est vivement conseillé, car le procédé de l'électrophorèse améliore les qualités mécaniques de 30% par rapport aux méthodes manuelles, la rapprochant des qualités de l'InCeram Zircone, et autorisant ainsi des armatures de bridges 3 éléments en alumine [38].

L'InCeram Zirconia est composé à 67% d'oxyde d'alumine et 33% d'oxyde de zirconium. Sa phase vitreuse constitue 20 à 25% de la structure globale. C'est l'ajout de la zircone qui donne à l'armature ses propriétés mécaniques, sa plus grande résistance et plus grande ténacité à la rupture.

Une grande qualité du système Wolceram® est l'économie tissulaire qu'il permet. En effet, les recommandations du fabricant sont :

- 0.5mm d'épaisseur (minimum) sur toutes les faces des dents antérieures et postérieures.
- 0.7mm d'épaisseur (minimum) pour les faces occlusales des molaires et prémolaires.
- Tenir compte du besoin d'homogénéité de l'épaisseur de la chape, afin d'avoir une céramique cosmétique sus-jacente plus homogène.

Wolceram n'utilise pas de cire d'espacement au niveau occlusal, créant ainsi une butée d'enfoncement lors du scellement de la couronne, et évitant des contraintes marginales. Les chapes sont donc réalisables sur des moignons créés selon les règles de la prothèse céramométallique [38 ; 46].

Pose de la restauration :

On peut sceller la prothèse, sans collage, avec par exemple, un ciment à l'orthophosphate de zinc.

### **6.2.2. Indications**

- Couronnes unitaires, antérieures et postérieures.
- Bridge 3 éléments maximum, tous secteurs.
- Piliers implantaires.

### **6.2.3. Contre-indications**

Les contre-indications du système Wolceram® sont semblables à celles de l'ensemble des systèmes céramocéramiques :

- Bruxisme sévère
- Hauteur et largeur de préparation insuffisante
- Malocclusions importantes
- Préparation cervicale insuffisante : limite trace, chanfrein.

### **6.2.4. Avantages du système Wolceram®**

Wolceram est une autre approche du tout-céramique, avec son lot d'avantages [38] :

- Formes de préparation identiques aux couronnes céramométal.
- Techniques de scellement identiques aux couronnes céramométal.
- Prix identique, grâce à la diminution des frais de laboratoire (par automatisation des procédures, recours à l'électrophorèse, utilisation du modèle de travail sans duplication).

### **6.3. Système InCeram®**

Le procédé InCeram® a été mis au point par Mickaël Sadoun, en 1985. L'originalité de ce système est le recours à la coulée en barbotine, ou technique du « slip-casting ».

Il s'agit de réaliser une chape destinée à devenir l'armature de la future couronne, qui sera frittée, puis infiltrée par un verre coloré ayant pour objectif d'obturer les porosités résiduelles du matériau, et d'intervenir dans l'aspect esthétique de la prothèse, puisque ce verre peut être coloré à souhait, en fonction de la teinte recherchée.

La céramique cosmétique sera ensuite posée sur l'armature, pour terminer la prothèse.

InCeram® est l'un des premiers procédés tout-céramiques proposés comme alternative aux techniques céramométalliques. Il fut commercialisé en 1989 par la société Vita®, et bénéficie de ce fait d'un recul clinique important [21].

#### **6.3.1. Matériaux**

Le système InCeram® possède 3 types de céramiques d'« infrastructure » :

- InCeram Alumina®
- InCeram Spinell®
- InCeram Zirconia®

#### ❖ **InCeram Alumina®** :

Cette céramique a une proportion de 85% d'alumine après infiltration du verre, avec des particules de tailles comprises entre 0.5 et 3.5 micromètres. La chape est cuite à 1100°C puis infiltrée par un verre de lanthanum lors d'une seconde cuisson, à 1150°C [21].

La forte densité du matériau, due au frittage des particules d'alumine et à l'infiltration, diminuant la porosité, lui confère de bonnes propriétés mécaniques (450 à 600 MPa) [21 ; 41].

InCeram Alumina, à l'instar des versions Spinell et Zirconia, existe en version bloc céramique préfabriqué, utilisable dans certains procédés à usinage, tel le CEREC®. Ses propriétés sont légèrement différentes, la fabrication de série limitant grandement les porosités. Infiltré avec un verre de lanthane, sa résistance à la flexion est similaire à celle de l'alumine pure (500MPa) [41].

#### ❖ **InCeram Spinell®** :

Cette version de la céramique InCeram® a été conçue afin de répondre aux indications de grande transparence. Elle bénéficie de l'ajout d'une poudre de magnésium aluminate de structure cristalline type  $MgAl_2O_4$ .

Mais si l'InCeram Spinell® est environ 40% transparente, elle est aussi 20% plus fragile (350 MPa seulement) [21].

#### ❖ **InCeram Zirconia®** :

Il s'agit de la version d'InCeram® la plus robuste. Elle est composée à 67% d'alumine et de zirconium à 33%, matériaux qui composent à 85% la céramique après infiltration. Ses grains ont un diamètre compris entre 1 et 5 micromètres [24 ; 41]. L'apport de zirconium augmente considérablement les propriétés mécaniques de l'InCeram Zirconia, car les cristaux de zirconium modifient leur conformation sous la contrainte, augmentant de volume d'environ 3%, et limitant ainsi la propagation des fractures (« toughening transformation »), mais cela au détriment de la transparence et des propriétés optiques et esthétiques [21].



### 6.3.2. Procédé

- Réalisation de l'infrastructure :

L'empreinte de la préparation est réalisée classiquement au cabinet, à l'aide d'un silicone par addition. Elle est ensuite coulée, puis les préparations sont séparées pour réaliser les MPU.

Chacun d'entre eux est ensuite dupliqué en un plâtre particulier.

La barbotine est préparée, en mélangeant la poudre de céramique (InCeram Spinell, alumina ou Zirconia) avec le liquide correspondant et un additif. Le mélange est ensuite vibré et passé sous vide pendant 1 minute, pour éliminer d'éventuelles bulles.

Chaque MPU est plongé dans le mélange, recouvert donc d'une substance d'aspect crémeux. Le principe du slip-casting s'exprime ici : le plâtre spécial va absorber l'eau du mélange pour favoriser l'agglomération des particules d'alumine. Il est à ce stade toujours possible d'effectuer certains rajouts au pinceau. Dans le cas de réalisation de bridges, l'ensemble est effectué au pinceau.

De part la résistance moins grande des armatures céramiques en comparaison avec les armatures des techniques céramométalliques, le prothésiste va concevoir une chape plus épaisse, pour ne pas mettre en péril la pérennité de la structure. Malgré la diminution de l'épaisseur de la future céramique cosmétique, l'esthétique est préservée, grâce à la possibilité de choisir une teinte pour le verre d'infiltration de la chape.

Les préparations enduites de barbotine sont laissées à l'air libre pendant 30 minutes, puis passées en four, subissant une élévation progressive de la température jusqu'à 120°C, durant 6 heures, pour déshydrater le plâtre, sans ébullition. La chape peut ainsi être aisément retirée de son support.

L'armature est ensuite frittée durant 2 heures à 1100°C. L'InCeram Zirconia® nécessite un second frittage de deux heures, à 1180°C [24].

La chape ne possède pas encore ses propriétés mécaniques. Sa consistance est crayeuse, et peut être facilement modifiée par divers meulages. Il convient de réaliser les modifications à cette étape, car l'infiltration du verre les rendra impossibles par la suite.

- **Infiltration du verre :**

Cette étape a pour objectif de venir combler les porosités résiduelles, donnant au matériau ses propriétés mécaniques. Cette étape a un rôle dans le résultat esthétique, puisque le verre infiltré peut être teinté, selon le choix du praticien. Chacune des céramiques, Alumina, Spinell et Zirconia, possède 4 teintes différentes.

Le teintier Vitapan 3D Master® est conseillé pour la prise de teinte.

Le prothésiste applique au pinceau une couche du mélange poudre de verre-eau distillée sur la surface de l'extrados de la chape. La céramique est cuite à 600°C pendant 5 minutes, l'armature ayant été préalablement posée sur un support de platine, qui rend la désolidarisation facile. Elle est ensuite placée dans un four spécifique, l'INCERAMAT®, pendant 4 heures à 1100°C, 2h30 à 1140°C pour une chape conçue avec l'InCeram Zirconia® [24].

- **Contrôle et élimination des excédents de verre :**

Le surplus de verre est éliminé via un abrasif diamanté à gros grains. L'armature subit ensuite un sablage à l'oxyde d'aluminium 50 microns à 3 bars.

Le contrôle à cet étape doit être particulièrement précis, car le moindre défaut peut être susceptible d'entraîner une fissure et à terme, la fracture de la céramique.

- **Cuisson de contrôle :**

- **Finitions :**

L'armature subit un sablage final à 2.5 bars.

- **Essayage en bouche :**

Le praticien contrôle lors de cette étape le respect du profil d'émergence, l'adaptation cervicale, l'éventuelle influence du parodonte et l'occlusion. Il peut utiliser un silicone très basse viscosité dans l'intrados pour vérifier s'il n'y a pas de zones de friction.

- **Montage de la céramique cosmétique :**

Elle se fait de manière conventionnelle, par stratifications. La céramique cosmétique se doit d'avoir un coefficient d'expansion thermique en accord avec celui de l'armature, sous peine d'éclatement.

Vita® propose deux céramiques différentes, les Vitadur Alpha® et Vita VM7.

- **Essayage du biscuit :**

Le praticien contrôle s'il existe d'éventuels problèmes pouvant nuire à l'occlusion, et intervient si besoin est.

- **Glaçage :**

- **Pose de la céramique :**

Cette étape fera l'objet d'un chapitre particulier (Chapitre 9).

### **6.3.3. Indications**

Les indications des divers procédés InCeram® sont variables, en fonction du type de céramique utilisé.

#### **❖ InCeram Alumina® :**

La céramique InCeram® Alumina est la céramique « intermédiaire » de ce système .

Il est recommandé de l'utiliser pour réaliser [41] :

- Couronnes unitaires, antérieurs et postérieures (dents pulpées ou non).
- Bridges antérieurs, limité à 2 intermédiaires maximum, jusqu'à la seconde prémolaire.

#### **❖ InCeram Spinell® :**

La céramique InCeram Spinell® a été conçue pour répondre aux attentes esthétiques. Plus translucide que les autres céramiques InCeram®, elle est aussi plus fragile. Elle est utilisable pour réaliser :

- Facettes cosmétiques
- Couronnes unitaires antérieures, sauf canines (Cas où est recherchée une translucidité maximum).

### ❖ InCeram Zirconia® :

La céramique InCeram Zirconia a été lancée afin de pouvoir répondre aux indications postérieures [24 ; 41].

- Inlay-cores à clavette, avec tenon en fibre de verre ou fibre de carbone. Cependant, il est important d'avoir une situation ne permettant pas la rotation, qui pourrait augmenter grandement le risque de fracture.
- Couronnes unitaires, surtout postérieures, là où l'esthétique est moins recherchée (l'armature de zircone limite la translucidité, nuisant à l'esthétique). De même, seule cette céramique peut être utilisée en cas de faible hauteur de préparation (dent délabrée, faible dimension verticale).
- Couronnes monobloc, sans restauration corono-radulaire.
- Bridges antérieurs, jusqu'à 4 éléments intermédiaires (cas des bridges incisifs mandibulaires, canine à canine). Le recul clinique reste très faible.
- Bridges postérieurs, à 1 élément intermédiaire maximum. Il est possible de réaliser des bridges avec davantage d'intermédiaires, mais ces pratiques sont réservées à des techniciens et praticiens très expérimentés, et sont déconseillées par le fabricant.

### ❖ InCeram Sprint® :

- Couronnes unitaires. Ce procédé permet de réaliser la couronne plus rapidement.

### ❖ InCeram Turbo Sprint® :

- Couronnes unitaires
- Restaurations tout céramiques coronoradulaires

Céramique	Composition	Résistance à la flexion (MPa)	Translucidité
InCeram Spinell®	MgAl <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	350	Grande
InCeram Alumina®	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	500	Moyenne
InCeram Zirconia®	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> / ZrO <sub>2</sub>	700	Faible

**Tableau 7: Propriétés des différentes céramiques disponibles avec le système InCeram®**

#### **6.3.4. Contre-indications**

Les contre-indications des divers procédés InCeram® sont semblables à celles de l'ensemble des systèmes céramocéramiques :

- Bruxisme sévère
- Hauteur et largeur de préparation insuffisante
- Malocclusions importantes
- Préparation cervicale insuffisante : limite trace, chanfrein.

Le système InCeram® est donc grâce à ses 3 grandes déclinaisons (Spinell, Alumina, Zirconia) un système polyvalent, pouvant répondre à un grand nombre d'indications cliniques, et possédant un recul clinique très important (sauf InCeram Zirconia®), près de 20 ans après sa mise sur le marché [34]. La précision d'adaptation, de l'ordre de 30 micromètres, est excellente et permet une pérennité plus que satisfaisante [21].

Cependant, les résultats dans le temps sont très dépendants de la dextérité et de l'expérience du prothésiste et du praticien, associés dans la réalisation d'une restauration prothétique selon ce procédé.

## **6.4. Kavo Everest**

La société Kavo® a mis sur le marché en 2002 le système Kavo EVEREST®. Il s'agit d'un procédé de CFAO polyvalent, aux indications assez larges, en fonction du type de céramique utilisé [46].

### **6.4.1. Matériaux**

#### **○ Lingotins Kavo EVEREST® « BIO ZS-Blank » :**

Cette céramique est destinée à la réalisation d'armature de prothèses fixées unitaires et plurales tout-céramique. Les blocs de céramique sont à base de zircone partiellement frittée et stabilisée à l'oxyde d'yttrium, ce qui permet un usinage plus facile, du fait de sa faible résistance à cette étape, et de son état « crayeux ». Un frittage secondaire post-usinage vient donner ses propriétés mécaniques au matériau, mais provoque une rétraction de l'ordre de 20%, inévitable lorsqu'on a recours à des méthodes de céramique partiellement frittée. Il faut donc auparavant réaliser l'armature significativement surdimensionnée, pour compenser cette rétraction, et donc obtenir le volume exact souhaité pour correspondre à la préparation dentaire [53].

La résistance à la flexion de cette céramique est très élevée, de l'ordre d'environ 1155 MPa, ce qui permet de réaliser des bridges à plusieurs éléments.

Pour un meilleur résultat esthétique, l'infrastructure peut être maquillée selon 5 teintes différentes, palliant ainsi le manque de translucidité propre à la zircone. La céramique cosmétique la plus adaptée à cette armature de zircone est le GC Initial Zr.

Ces prothèses pourront être scellées ou collées.

- Indications :
  - Couronnes unitaires antérieures et postérieures
  - Bridges antérieurs et postérieurs, jusqu'à 4 éléments.

○ **Lingotins Kavo EVEREST® « BIO ZH-Blank » :**

Ces très robustes lingotins sont à base de zircone totalement frittée et stabilisée à l'oxyde d'yttrium (Zircone HIP). Ils sont pressés thermostatiquement, pour obtenir une porosité minimale, et donc des propriétés mécaniques optimum. Le fait qu'ils soient totalement frittés dès leur réalisation permet d'effectuer l'usinage à l'échelle, évitant ainsi les aléas liés à la rétraction habituelle rencontrée avec d'autres procédés. En revanche, l'usinage est alors plus long, plus difficile, et plus coûteux, en termes de durée de vie des fraises d'usinage [53].

Leur résistance à la flexion est très grande (plus de 1200 MPa), et autorise la réalisation de bridges de grande étendue (jusqu'à 45 mm).

L'armature sera recouverte d'une céramique cosmétique adaptée, en raison du coefficient de dilatation thermique, la céramique GC Initial Z.

Les prothèses seront scellées ou collées.

- Indications :
  - Couronnes antérieures et postérieures
  - Bridges antérieurs et postérieurs. (jusqu'à 45 mm d'envergure)



○ **Lingotins Kavo EVEREST® « BIO G-Blank » :**

Ce sont des blocs de vitrocéramique renforcés à la leucite, destinés aux indications esthétiques, majoritairement. Sa résistance à la flexion est assez faible : 125 MPa [53].

Cette céramique possède en revanche d'excellentes propriétés esthétiques, d'une translucidité optimale, pour un biomimétisme très satisfaisant.

Le cosmétique Everest G-Ceram ou le maquillage de surface Everest G-Stain pourront être utilisés pour l'aspect esthétique.

Les restaurations de ce type seront collées.

- Indications :
  - Inlays, Onlays, Facettes cosmétiques
  - Chapes
  - Couronnes unitaires

○ **Lingotins Kavo EVEREST® « BIO HPC-Blank » :**

Il s'agit de blocs de céramique à base de zircone, sans rétraction à la cuisson, destinés à la réalisation de couronnes monobloc, sans adjonction de céramique cosmétique.. La zircone est préfrittée, ce qui facilite son usinage. Elle sera ensuite cuite à 1500°C pour obtenir les propriétés mécaniques finales, et donnant la couleur blanche à la couronne. Il est à noter qu'il est possible de personnaliser sa teinte, pour un meilleur résultat esthétique, à l'aide d'un kit de maquillage, tel le Everest HPC Stains® [53].

Sa résistance à la flexion 3 points est d'environ 340 MPa.

Ces blocs sont donc une alternative aux couronnes métalliques, et leur utilisation est essentiellement en secteur molaire, car si l'esthétique est meilleure que pour une restauration tout métal, elle l'est bien moins qu'une couronne à armature céramique recouverte de cosmétique. Ces couronnes sont scellées classiquement.

- Indications :
  - Couronnes molaires

○ **Lingotins Kavo EVEREST® « C-Temp » :**

Ces blocs de résine composite préfabriqués sont destinés à être utilisés dans les armatures de bridges provisoires longue durée [53].

Sa résistance à la flexion élevée (450 MPa) autorise son utilisation en situation temporaire durant une longue période.

Ces armatures seront ensuite recouverte des composite cosmétique, comme le GC Gradia®, puis scellé classiquement.

- Indications :
  - Armature unitaire provisoire
  - Armature de bridge provisoire jusqu'à 6 éléments

○ **Lingotins Kavo EVEREST® « BIO T-Blank » :**

Il s'agit de blocs de titane, destinés aux armatures céramocéramiques de couronnes unitaires et bridges. L'intérêt de l'utilisation du titane comme armature repose dans sa neutralité allergénique, et se substitue donc aux habituelles armatures à base de Nickel-Chrome ou Cobal-Chrome, à fort potentiel allergène [53].

Le cosmétique GC Initial Ti est un matériau de choix pour la couverture de l'armature. Les prothèses seront scellées classiquement.

- Indications :
  - Chapes
  - Couronnes
  - Bridges jusqu'à 45mm d'envergure

○ **Lingotins IPS e.Max CAD :**

Ce sont des lingotins de vitrocéramique lithium disilicate. Sa phase cristalline intermédiaire permet un usinage aisé, et à ce stade, sa résistance à la flexion est de 150 MPa. Après usinage, l'armature est cuite dans un four à 850°C pendant 30 minutes, lui donnant ses propriétés mécaniques définitives (360 MPa) [53].

Cette céramique d'infrastructure est disponible en plusieurs teintes différentes, pour un résultat esthétique très intéressant (Teintes A à D), retranscrivant la translucidité naturelle de la dent.

La céramique IPS e.Max Ceram sera utilisée pour la confection de la céramique cosmétique.

- Indications :
  - Couronnes unitaires (antérieures et postérieures)
  - Bridges antérieurs jusqu'à 3 éléments

### **6.4.2. Procédé**

Le système Kavo EVEREST® possède tous les éléments communs aux autres procédés CFAO [46 ; 52] :

- Unité d’acquisition des données : EVEREST Scan®
- Logiciel de conception information
- Unité d’usinage : EVEREST Engine®
- Unité de frittage : EVEREST Therm®

#### ○ **Acquisition des données :**

Elle se fait sur le maître-modèle, issu d’une empreinte secondaire classique. La capture des données se fait sur un mode optique, via une caméra CCD, avec scannage du modèle, pour une précision estimée à 20 microns. Le modèle est placé sur un socle mobile, afin de faciliter la capture dans les zones difficiles d’accès, et autoriser la réalisation de bridges [52].

#### ○ **Conception 3D :**

Si le logiciel est capable de repérer seul les limites de préparation et de proposer un modèle d’armature automatiquement, le prothésiste garde néanmoins la possibilité d’effectuer lui-même certaines modifications, sur le modèle 3D du die ou sur l’armature virtuelle [52].

Dans le cadre de la réalisation de bridges, le logiciel se charge de positionner idéalement les connecteurs et de leur donner des dimensions optimales, mais ceci peut aussi être modifié manuellement.

Il est à noter que le logiciel possède plusieurs déclinaisons, notamment pour la gestion de l’occlusion et pour numériser les maquettes en cire [46].

○ **Usinage :**

La grande originalité du procédé EVEREST® réside dans le fait que la station d'usinage (EVEREST Engine®) est la seule à posséder 5 axes d'usinage différents, gage d'un gain de précision et de temps. En effet, les retouches sont très rarement nécessaires [46].

Les mouvements des fraises ainsi que ceux du support du modèle sont gérés par l'ordinateur, afin de retranscrire dans un bloc de céramique la restauration conçue et représentée en 3D sur l'ordinateur.

En fonction du type de céramique utilisée, et si un frittage est nécessaire, l'armature sera placée dans l'EVEREST Therm®, l'unité de frittage du système [52].

### **6.4.3. Indications**

Elles diffèrent beaucoup selon le type de matériau utilisé, céramique, métal ou composite, mais la polyvalence du système permet un panel d'indications très étendu, autorisant les bridges de moyenne étendue [53].

Ce système permet aussi de numériser des maquettes en cire, dans l'optique de réaliser des armatures implantaires par usinage.

Il faut rappeler que ce système ayant été mis très récemment sur le marché, il n'existe à ce jour aucune étude indépendante pouvant confirmer les données et indications du fabricant. La prudence est encore une fois de rigueur.

Mais l'inconvénient majeur de ce système reste celui propre à la plupart des procédés CFAO : son coût. Le prix de l'ensemble du système EVEREST® dépasse les 100.000€ [46].

### **6.4.4. Contre-indications**

Elles sont communes à l'ensemble des systèmes céramiques (bruxisme, malocclusion sévère, etc...)

## **6.5. Système Procera**

Mis au point par Andersson et Oden en 1993, le système Procera® fut à l'origine destiné aux travaux sur le titane, en implantologie, car ce métal, du fait de sa faible masse volumique, est difficile à couler et nécessite donc d'être usiné. C'est par la suite que Procera fut modifié afin d'être utilisé pour la réalisation de chapes en alumine, puis plus tard en zircone, pour la réalisation de prothèses fixées tout-céramique [13 ; 27 ; 32].

La céramique Procera est composée de grains d'alumine pure (99.9%) agglomérée sous haute pression (2 tonnes) sur une réplique de la préparation, conférant ainsi à la chape sa densité et son homogénéité [21 ; 32 ; 35 ; 102].

L'extrados de la chape est ensuite usiné de façon à obtenir une épaisseur homogène, tout en ménageant suffisamment d'espace pour la céramique cosmétique. La chape est ensuite frittée entre 1600 et 1700°C pendant 3 heures, afin de joindre les grains d'alumine entre eux et ainsi donner à l'ensemble sa résistance finale et ses propriétés mécaniques [21].

Le système Procera est très lourd, en terme d'investissement, car il implique de posséder le scanner adéquat, ainsi qu'un système informatique très puissant [27]. Peu de prothésistes en sont équipés, à l'heure actuelle.

### **6.5.1. Matériaux**

Initialement utilisé avec le titane et la céramique Procera Alumina®, une version à base de zircone, le Procera AllZirkon a été développé, afin de répondre aux indications postérieures et plurales [83].

○ Procera Alumina :

Constitué à 99.5% d'alumine pure, l'armature Procera Alumina est très dense, non poreux, et possède des qualités mécaniques bien au dessus des autres procédés à base d'alumine. Sa résistance à la flexion est estimée à environ 600MPa [21 ; 27].

Cette excellente robustesse autorise la réalisation d'armature de 0.6 mm d'épaisseur [32].



**Figure 2: Restauration prothétique plurale (6 éléments) réalisée avec le système Procera®**

**(Photo du Dr. DESSOMBS François)**

**Il aurait été judicieux de libérer le point interincisif central.**

○ Procera AllZirkon :

Cette céramique, à base de zircone stabilisée à l'oxyde d'yttrium, est indiquée pour des cas cliniques où est nécessaire une grande résistance, notamment en secteur postérieur, et surtout pour les reconstitutions plurales. Sa résistance à la flexion est de 1200 MPa, mais son utilisation n'est pas recommandée en antérieur, car de part sa structure de zircone, et donc son manque de translucidité, l'aspect esthétique de la restauration peut être sérieusement mis à mal [32].

Le Procera AllZirkon est utilisé pour la réalisation de bridges 3 à 4 éléments, mais surtout dans le cadre de réalisation de piliers implantaires [83].

- Céramique cosmétique :

Si le système Procera® possède une céramique cosmétique adaptée, la Procera all Ceram®, il est également possible d'utiliser la céramique Vitadur N®, Vitadur alpha® et Cerabien® (Noritake)[32].

### **6.5.2. Procédé**

- Préparation de la dent.
- Empreinte, à l'aide d'un silicone.
- L'empreinte est coulée, le modèle résultant est scanné à l'aide d'un palpeur mécanique, constitué d'un saphir. Aucun vernis espaceur n'est appliqué. Pour reproduire le moignon virtuellement, le palpeur va enregistrer près de 30.000 points de mesures [75]. Il incombe au prothésiste et au praticien de définir avec exactitude la limite cervicale, ainsi que l'épaisseur de la chape, sa forme et son angle d'émergence [27].
- Les données sont transmises via un modem au centre d'usinage unique, en Suède, afin de réaliser la chape en alumine. Afin de compenser le retrait de l'alumine lors du frittage, le die réalisé au centre d'usinage est surdimensionné de 20%. Un 2° die est réalisé pour vérifier l'ajustage après la cuisson [27].
- Au laboratoire suédois, deux copies du die sont fabriquées, dont l'une surdimensionnée de 20%, pour compenser la rétraction de l'alumine, conséquence du frittage. La seconde servira au contrôle de l'ajustement après la cuisson. La poudre d'alumine pure est compactée sous une pression de 2 tonnes sur le die d'échelle 1,2. C'est cette application sous pression qui garantit l'homogénéité et la densité du matériau nécessaires pour obtenir des propriétés mécaniques suffisantes pour la chape. L'extrados de la chape est obtenu par fraisage, puis elle est frittée entre 1600 et 1700°C durant 3 heures, soudant entre eux les grains d'alumine. A la sortie du four, la chape est essayée sur le



second die fabriqué, pour vérifier ses dimensions et son ajustement [27 ; 35 ; 75].

- Après réalisation, la chape est renvoyée au laboratoire, qui réalise la céramique cosmétique, après une éventuelle séance au fauteuil d'essayage de cette chape. La céramique cosmétique doit être compatible avec le coefficient de dilatation thermique de l'alumine ( $7 \times 10^{-6} \text{°C}$ ). Il existe une céramique spécifique, AllCeram, qui a été conçue pour cette armature d'alumine. Sa résistance à la flexion est bonne (687MPa). Un avantage non négligeable de cette céramique est sa finesse de grain, qui lui permet d'être tendre et facile à polir, ainsi que de limiter l'usure des dents naturelles antagonistes, ce qui était un point noir des céramiques [27 ; 75].
  
- Pose de la couronne. Les ciments utilisés feront l'objet d'un chapitre à part entière (Chapitre 9).

### **6.5.3. Indications**

- Couronnes unitaires antérieures et postérieures
- Bridges 3 à 4 éléments. Il faut cependant avancer avec prudence dans ce cas précis, puisque les bridges via le procédé Procera sont conçus pilier par pilier, avant d'effectuer une soudure en guise de connection, ce qui est une zone de fragilité importante [71].
- Le Procera AllZirkon a surtout été développé pour les applications implantaires du système [32].

#### 6.5.4. Exemples cliniques

L'ensemble des cas cliniques présentés ci-dessous a été réalisé par le Dr. François DESSOMBS, chirurgien-dentiste à Mamers (Sarthe, France). Ces photographies sont utilisées avec son aimable autorisation.

– Monsieur T., 24 ans :



**Figure 3: Restauration prothétique de 11 et 21 (Procera®)**

**(Photos du Dr. DESSOMBS François)**

Ce patient est venu consulter pour des raisons esthétiques, en raison d'incisives centrales supérieures très sombres, et surtout dyschromiées, suite à la pose de composites antérieurs, infiltrés avec le temps.

Après traitement radiculaire, le praticien a posé des inlay-cores métalliques, car la faible translucidité de la chape en alumine (meilleure cependant, que celles en zircone) ne laisse pas transparaître le métal, à travers la restauration coronaire.

Patient et praticien furent tout deux satisfaits, malgré un léger défaut de forme des incisives, faisant apparaître des dents relativement « plates ».

– Madame V. :



**Figure 4: Restauration prothétique 6 éléments de 13 à 23 (Procera®)**

**(Photo du Dr. DESSOMBS François)**

Cette patiente est venue consulter pour remise en état de la cavité buccale. La prothèse coronaire plurale a été scellée sur 6 inlay-cores céramisés.

### **6.5.5. Contre-indications**

Celles-ci découlent du système lui-même, notamment de ses insuffisances en matière de scannage.

- Le palpeur saphir du scanner peut se bloquer, si le périmètre de la préparation excède 15.6 mm.
- Si la différence de hauteur de la limite de préparation excède 12 mm, celle-ci ne sera pas intégralement représentée sur le support informatique, d'où d'évidents problèmes pour la suite des opérations.

De même, le système Procera est contre-indiqué en la présence des habituels freins à l'utilisation de restaurations tout-céramique :

- Bruxisme sévère.
- Malocclusions.
- Problèmes parodontaux.
- Espace édenté supérieur à 11 mm.

La réputation du système Procera n'est plus à faire, les praticiens y ayant eu recours ont rencontré un très grand taux de succès [21 ; 98]. Oden et Robbiani l'ont quantifié à près de 97%, sous condition bien entendu de parfaitement respecter ses indications [70 ; 81].

## **6.6. Système Lava**

En 2002, la firme américaine 3M ESPE se lance sur le marché des prothèses fixées céramocéramiques en dévoilant son procédé : le système Lava [46 ; 100].

Lava est un des nombreux procédés existant ayant recours à la technologie CAO/CFAO.

### **6.6.1. La zircone stabilisée à l'oxyde d'yttrium**

Il s'agit d'un système utilisant une armature à base d'oxyde de zirconium stabilisé à l'oxyde d'yttrium (Y-TZP). Il est reconnu que la zircone possède d'excellentes propriétés mécaniques, en raison de sa structure cristalline. Si à température ambiante, la zircone se présente sous forme de mailles monocliniques, elle change d'état allotropique, entre 1170°C et 2370°C, pour adopter une structure en mailles quadratiques ou tétraogonales, lui conférant ainsi de bien meilleures propriétés. Mais lors du refroidissement, de retour à la température buccale, la zircone retourne à son état monoclinique habituel, perdant ainsi ces qualités physiques.

Le rôle de l'oxyde d'yttrium est donc de permettre à la zircone de conserver la structure cristalline tétraogonale à température ambiante. L'oxyde d'Yttrium est donc adjointe à la zircone dans une proportion d'environ 5% en poids, et les cristaux à maille monoclinique n'apparaissent qu'en très faible proportion. [8]

Les contraintes appliquées sur la zircone ont pour effet de lui faire changer de conformation. C'est un point intéressant à relever, car c'est ce qui permet à la zircone de limiter la propagation des traits de fracture. En effet, la fracture entraîne la modification de conformation des cristaux de zircone contigus en une autre forme, monoclinique ou cubique, entraînant une expansion de 3 à 5%, ceci ayant comme conséquence de stopper sa propagation. C'est ce que Sorenson appelle « Toughening transformation ». Cependant, il serait une erreur de penser que le trait de fracture s'arrête net et ne se poursuivra pas. Le mécanisme de « toughening transformation » ne bloque pas complètement la propagation du

trait de fracture, il rend cette propagation plus difficile [8 ; 21 ; 37 ; 76]. Enfin, il est à noter que la structure polycristalline de la zircone la rend plus résistante à l'hydro-fatigue.

La zircone Y-TZP possède d'excellentes propriétés mécaniques :

- Haute résistance à la flexion
- Haute résistance à la fracture
- Haute ténacité
- Module d'élasticité faible (plus faible que l'alumine)

### **6.6.2. Procédé**

- La préparation de la dent est effectuée, avec un épaulement à angle interne arrondi, ou un chamfrein sans angle vif. Dans un but esthétique, on pourra être légèrement sous-gingival (0.5 à 1mm). Dans le cas de dents vitales, il est conseillé d'obturer les tubulis dentinaires avec un adhésif à composite [100].
- Empreinte définitive à l'aide d'un silicone par addition.
- L'empreinte est coulée, et le modèle est scanné à l'aide d'un laser optique. L'antagoniste et la clé d'occlusion sont également scannés, pour une meilleure intégration des données.
- Le logiciel informatique associé propose un modèle d'infrastructure prothétique, que le prothésiste est libre de modifier selon son gré.
- Les données sont envoyées dans un centre de fabrication, où l'infrastructure de la future prothèse sera usinée dans des blocs de zircone pré-frittée ou non. L'intérêt de travailler dans un bloc fritté en partie seulement est de permettre un usinage plus facile, car la céramique est moins dure à travailler. Cela économise les fraises d'usinage ainsi que le reste du matériel de fabrication, et évite de créer des microtraumatismes au sein de la céramique. En revanche, ce procédé implique de créer une infrastructure de zircone surdimensionnée de 20 à 25%, infrastructure qui retrouvera les dimensions souhaitées avec le frittage

final, lors de l'étape suivante, avec le risque d'imprécision d'adaptation qui peut en découler [21].

- Dans le cas où a été utilisé un bloc de zircone préfritté, le frittage est terminé à ce niveau, afin de donner toutes ses propriétés mécaniques à la chape céramique (traitement à 1170°C pendant 60 minutes).
- Essayage de l'infrastructure en bouche (recommandé pour les bridges). A l'aide d'un silicone de basse viscosité, on peut détecter d'éventuels défauts de l'infrastructure, et ainsi corriger les défauts sur la dent. Il est à noter que si ces défauts ne peuvent être corrigés, il faut refaire celle-ci entièrement, contrairement aux chapes métalliques qui rendent possibles correction et équilibration de l'intrados. En effet, toute modification de l'infrastructure peut causer de microdéfauts dans la structure de la chape, et ainsi mettre en grand danger la robustesse de celle-ci. C'est un inconvénient majeur du système.
- Pose de la céramique cosmétique feldspathique, spécifique de la zircone, et en accord avec le coefficient de dilatation thermique de cette dernière. Le système Lava possède sa propre céramique cosmétique (3M ESPE Lava Ceram).
- Pose de la couronne/bridge. Le scellement de la prothèse fera l'objet d'un chapitre particulier (Chapitre 9).

### **6.6.3. Esthétique du système Lava**

Le système Lava permet d'avoir 7 teintes différentes pour l'infrastructure de zircone. Ceci pallie en partie les problèmes esthétiques provoqués par la forte opacité de la zircone, et surtout sa teinte blanche, très visible dans les zones où la céramique cosmétique est fine, au collet, notamment. Mais en prothèse fixée unitaire, dans le cas de dents très translucides, cet artifice cosmétique ne suffit pas à masquer l'opacité de la chape sous-jacente pour obtenir un bon rendu. Des céramiques telles l'InCeram Spinell s'avère alors un choix plus judicieux [21 ; 46 ; 62 ; 100].

#### **6.6.4. Pérennité des restaurations**

Le procédé 3M ESPE Lava n'ayant été mis sur le marché que très récemment (2002), il n'existe pas encore d'études fiables sur le comportement à long terme des restaurations prothétiques réalisées avec ce système. Mais les premiers articles parus sur la viabilité à court et moyen terme sont tous très enthousiastes, n'ayant constatés que très peu d'échecs et dégradations de la céramique à 5 ans [21 ; 76].

Le système Lava s'avère donc être un procédé de choix, aux indications larges, et autorisant pour la première fois la réalisation de bridge postérieur. Sa précision marginale est excellente, tout comme son rendu esthétique, malgré quelques imperfections en ce qui concerne la translucidité de la zircone sous-jacente [8 ; 46 ; 62].

#### **6.6.5. Indications**

- Toute couronne unitaire, antérieure et postérieure.
- Bridge de 3 à 4 éléments, antérieur ou postérieur [76].

#### **6.6.6. Contre-indications**

- Toute situation où on ne peut pas réaliser de connecteur d'au moins 9mm<sup>2</sup>
- Bridge de grande étendue en postérieur.



## **6.7. Système CEREC**

Le système CEREC ou « Computer-assited CERAmic REConstruction » est un procédé à part, dans l'univers de la CFAO. Il est encore à ce jour le seul système, en attendant le Evolution 4D, permettant de réaliser des restaurations prothétiques céramiques (Inlays, Onlays, Facettes, couronnes unitaires) au fauteuil, en une seule séance [66 ; 96].

### **6.7.1. Historique**

Au tout début de l'année 1980, le Docteur Werner Mörmann, de l'université de Zurich (Suisse), décida d'orienter ses recherches vers une alternative esthétique au seul matériau viable en odontologie restauratrice molaire : l'amalgame.

Du fait d'un trop important retrait lors de la polymérisation d'une part, et de graves manques en matière de résistance à l'abrasion d'autre part, les composites de l'époque ne pouvaient constituer un choix thérapeutique pérenne.

Après plusieurs études *in vitro* et *in vivo*, Mörmann découvrit qu'il existait une possibilité intéressante de sceller un inlay céramique de teinte dentaire afin de pallier ce problème. Mais cette pratique imposait une empreinte, et de surcroît un travail au laboratoire, pour un traitement en plusieurs séances, tandis qu'une classique restauration à l'amalgame n'en nécessitait qu'une seule [66].

La question fut donc : **comment produire un inlay céramique et le sceller en une seule séance ?**

Les méthodes classiques ne pouvant répondre à sa demande, Mörmann eut donc l'idée de s'orienter vers les nouvelles technologies : l'informatique. Il définit son objectif comme ceci : comment scanner la cavité directement en bouche, et utiliser ces données via l'ordinateur, pour usiner la pièce destinée à l'obturation ?

Jusqu'à présent, rares furent les études concernant une possibilité de conception et fabrication par ordinateur. Altschuler (1973) [3] et Swinson (1975) [89] en avaient bien évoqué l'hypothèse, mais celle-ci est restée sans suite.

La première difficulté que rencontra Mörmann pour établir sa méthode fut de définir un moyen de prendre une empreinte de la cavité à obturer en une seule séance, sans passage au laboratoire. Il sollicita son ami, le Docteur Marco Brandestini, ingénieur dans les scanners à ultrasons destinés aux flux sanguins, afin de l'aider à concevoir un scanner de bouche. Les cavités à obturer en odontologie restauratrice étant le plus souvent d'un volume relativement important, Brandestini abandonna l'idée d'utiliser les ultrasons, et dirigea ses efforts vers le scan optique [66].

Le développement de la caméra buccale posa plusieurs problèmes dans sa conception, le soucis majeur étant la précision nécessaire de celle-ci. Les études de Mörmann ayant montré qu'un joint de 500 micromètres était résistant à la pénétration pour les composites, il fallait donc que le scanner soit plus précis encore, de façon à obtenir au final une restauration dont l'adaptation quasi-parfaite ne laisserait pas plus qu'un joint de 50 à 100 micromètres. L'autre difficulté était de parvenir à miniaturiser le système, afin de pouvoir être utilisé en bouche, tel un simple contre-angle.

Le principe de base de la caméra de bouche, pour acquérir une image en trois dimensions de la préparation, développée par Brandestini et Mörmann, est la triangulation. Il s'agit de projeter sur la préparation une série de lignes lumineuses selon un certain angle, et de mesurer les aires de celles-ci, qui vont varier en fonction de leur angulation, et donc des reliefs de la cavité, via un capteur CCD spécifique. A l'époque, seul le constructeur américain Fairchild Semiconductor était capable de produire ces capteurs, de 14 x 14 millimètres, précision de 50 micromètres, ce qui posa certaines difficultés à Mörmann et Brandestini, puisqu'il s'agissait de matériel utilisé par l'armée U.S., et que ceux-ci voyaient d'un mauvais œil son utilisation par des civils, étrangers de surcroît. Les deux chercheurs parvinrent à obtenir la première image issue d'une empreinte optique durant l'été 1983 [66].

L'ingénieur informatique français Alain Ferru se vit confier le développement du logiciel de capture de données et de conception automatisée du projet CEREC. Ce programme nécessitait pour l'utilisateur de définir le plancher de la cavité, son pourtour, l'occlusion, ainsi

que de définir la forme et le volume de la future restauration. L'inlay sera conçu avec une face occlusale lisse, secondairement modifiée à la fraise diamantée par le praticien.

Ferru nomma le programme « CEREC 1 Operating System » [36 ; 66].

Mörmann vit très vite que les matériaux céramiques étaient plus esthétiques et plus robustes que les composites, mais également facilement travaillés et sculptés à l'aide de meuleuses et disques à polir, sans pour autant créer de dégâts internes, dans la masse de céramique. Le choix de ce matériau s'imposa donc de lui-même. Mörmann et Brandestini ont par la suite développé un système d'usinage, au sein duquel le bloc de céramique est présenté à la meuleuse selon différents axes, de manière à sculpter la restauration souhaitée en fonction des données relevées par la caméra, et du design créé par le praticien.

Le prototype du CEREC 1 est opérationnel en 1983, et sera surnommé « The Lemon », en raison de la couleur jaune du système [66].

C'est en septembre 1985 que fut traité le premier patient à l'aide du système CEREC. La céramique utilisée était des blocs de céramique feldspathique Vita Mark I, nouveau partenaire dans cette aventure [33].

Après le rachat de la licence par Siemens en 1986, et la création d'un département dentaire (Sirona) au sein de l'entreprise allemande, CEREC se voit décliné en une seconde version, le CEREC 2, qui se voit affublé d'une fraise diamantée supplémentaire, afin de réaliser des couronnes unitaires [36 ; 66].



**Figure 5: Le système CEREC 2 (1994)**

En 2000, le CEREC 3, nouvelle évolution, remplace le disque à meuler par une seconde fraise diamantée, et six années plus tard, ces fraises seront modifiées dans leur tiers terminal, afin d'augmenter la précision et la finesse de la coupe, dans des conditions permettant un bon compromis entre rugosité de la céramique et usure des fraises diamantées [66].



**Figure 6: Le système CEREC 3 (Unité de capture et de conception) (2000)**

La version 3D du logiciel possède une banque de données biogénériques, lui permettant de réaliser de manière automatique le design de la future restauration.

Le CEREC MCXL est lancé en 2008, avec une capacité d'usinage plus rapide encore.

<b>Année</b>	<b>Evènement</b>
<b>1980</b>	Le développement du système CEREC est lancé à l'université de Zurich, par Mormann et Brandestini.
<b>1985</b>	Premier patient traité via le système CEREC.
<b>1986</b>	Siemens rachète la licence, tout en modernisant son équipement.
<b>1987</b>	Le CEREC 1® est commercialisé. Il est alors indiqué pour des inlays de 1 à 2 faces, et utilise des blocs de céramique Vitablocs Mark II.
<b>1990</b>	« International CEREC Symposium », à l'université de Zurich.
<b>1991</b>	Le système hydraulique d'usinage est remplacé par une série de moteurs contrôlés électroniquement.
<b>1994</b>	Le CEREC 2 est lancé sur le marché, avec pour indications les inlays, onlays, et facettes cosmétiques.
<b>1996</b>	« CAD/CAM Symposium » à l'université de Zurich, marquant au passage les 10 ans du système CEREC.
<b>1997</b>	Création de Sirona, résultant de la vente de la division dentaire de Siemens AG. Lancement du programme CROWN 1.0, pour réaliser des couronnes postérieures.
<b>1998</b>	Partenariat avec Ivoclar et ProCAD. Lancement du programme CROWN 1.11, pour restaurations antérieures et postérieures.
<b>2000</b>	Lancement du CEREC 3, utilisant Windows. Partenariat avec 3M Paradigm MZ100.
<b>2002</b>	Plus de 2500 utilisateurs du système CEREC aux Etats-Unis, pour plus de 5 millions de restaurations dans le monde.
<b>2003</b>	Sortie de la version 3D du logiciel, autorisant la vue du modèle en 3 dimensions.
<b>2006</b>	CEREC fête ses 20 ans. Sirona lance la version BIOGENERIC du programme, permettant à l'ordinateur de reconstruire seul les tissus dentaires manquants.
<b>2007</b>	23000 utilisateurs du système dans le monde.
<b>2008</b>	Lancement de l'unité d'usinage MCXL, pouvant réaliser une couronne en moins de 4 minutes.

**Tableau 8: Historique du système CEREC®**

### **6.7.2. Céramiques utilisées**

Le procédé CEREC est utilisable avec plusieurs marques de céramique [37]:

- Vitablocs Mark II® (Vita Zahnfabrik)
- ProCAD® (Ivoclar Vivadent)

Il peut également avoir recours aux composites d'usine, tels le Paradigm MZ100® (3M ESPE), version d'usine du composite postérieur Z100 restorative [37].

L'intérêt de l'utilisation de blocs céramique préfabriqués tient dans le fait que ces blocs sont parfaitement denses, sans les porosités qu'on peut trouver dans les restaurations céramiques faites manuellement, selon les méthodes classiques. Ces porosités sont connues pour causer une perte des qualités mécaniques de la céramique, et parfois esthétiques [37].

#### ○ **Vita Mark II :**

Les blocs Vita Mark II sont fabriqués à partir d'une poudre très fine, ce qui permet à la fois d'avoir un produit final sans porosités, mais surtout une céramique limitant l'usure de la dent naturelle antagoniste. En effet, les premières prothèses céramiques ont comme défaut majeur, outre leur faible résistance, une usure exagérée de l'antagoniste. L'utilisation de cette poudre aux grains très fins permet donc de diminuer cette usure, tout en facilitant son usinage (et donc sa vitesse de fabrication), son polissage, et par l'absence de porosité, d'augmenter ses propriétés mécaniques. La résistance à la pression des blocs Vita Mark II est de 130 MPa, pouvant même atteindre 160 MPa après glaçage terminal, soit près de deux fois les propriétés des céramiques feldspathiques conventionnelles, et également mieux que les céramiques pressées [37].

Ces blocs sont monochromatiques, mais il existe toute une gamme de teintes différentes, pour retrouver au mieux la couleur naturelle de la dent restaurée. Ils ont d'ailleurs un effet « Caméléon », qui leur permet d'en changer de teinte, par leur translucidité, pour s'apparenter au mieux à celle des structures dentaires sous-jacentes.

Le Vitapan 3D Master®, ou le Vita Lumin Vacuum® peuvent être utilisés pour la teinte.

Une fois achevée, la céramique créée à partir d'un bloc de Vita Mark II est mordancée et scellée à l'aide d'un ciment composite. Si les blocs sont monochromatiques, ils peuvent cependant être maquillés en surface secondairement à leur usinage, dans un souci esthétique, un kit de maquillage étant prévu à cet effet.

Il est à noter que si ces blocs préfabriqués sont monochromatiques, il existe des évolutions de ceux-ci. Les blocs Vitablock Triluxe (Vita Zahnfabrik) possèdent au sein même de leur structure trois couches de teintes différentes. La couche la plus superficielle mime l'émail, avec une translucidité optimale et donc une teinte moins marquée. La couche moyenne possède elle une translucidité moyenne et une teinte moyenne, tandis que la couche la plus profonde, elle, est la moins translucide et la plus marquée, chromatiquement parlant. Cet artifice cosmétique permet d'avoir un rendu naturel meilleur, plus en profondeur, et ne se reposant donc pas uniquement sur le maquillage de surface [37].



**Figure 7: Blocs céramiques VITABLOCKS Triluxe Forte**

- **ProCAD :**

Les blocs ProCAD® sont très semblables à la céramique IPS Empress®. Il s'agit d'une céramique à base de cristaux de leucite. Ils peuvent également être maquillés en surface, secondairement à leur fabrication, et leurs propriétés mécaniques sont assez similaires aux blocs Vita Mark II®. Sa résistance à la flexion 3 points est de 180 à 200 N/mm<sup>2</sup> [37].

Le teintier recommandé est le Chromascop®, d'Ivoclar Vivadent®.

- **Vitablocs InCeram Spinell :**

Ces céramiques sont utilisées pour la réalisation d'armatures de couronnes unitaires et bridges. L'armature subira par la suite une céramisation feldspathique cosmétique [37].

- **Vitablocs InCeram Alumina:**

Ces céramiques sont utilisées pour la réalisation d'armatures de couronnes unitaires et bridges. L'armature subira par la suite une céramisation feldspathique cosmétique [37].

- **Vitablocs InCeram Zirconia :**

Ces céramiques sont utilisées pour la réalisation d'armatures de couronnes unitaires et bridges. L'armature subira par la suite une céramisation feldspathique cosmétique [37].



○ **Paradigm MZ100 :**

Il s'agit de blocs de composite de laboratoire, aux propriétés mécaniques plus élevées que les composites de cabinet (Z100 Restorative). Ils sont renforcés avec des fibres de zirconium [37].

Tous ces blocs ont donc une microstructure composée de particules très fines. Cette propriété leur permet donc de :

- Faciliter leur usinage, par une masse plus friable. (Gain de temps, et économie de matériel)
- Diminue les dégâts internes à la structure cristalline de la céramique (ou du composite), dégâts causés par l'usinage.
- Améliore les qualités mécaniques et physiques, car les particules plus fines permettent d'avoir une masse sans porosités, et donc sans zone à risque de fracture.
- Facilite le polissage.
- Limite l'usure de l'antagoniste, parvenant même à un résultat proche de l'usure naturelle de celle-ci.

Les évolutions des diverses céramiques feldspathiques cosmétiques ou complètes vont dans le sens d'une structure à fine particule, pour recréer l'usure naturelle des dents antagonistes.

Le procédé CEREC, comme tous les systèmes CFAO, est composé de 3 éléments distincts :

- Caméra de capture des données
- Unité informatique de conception 3D
- Unité d'usinage

### **6.7.3. Capture de données / Scannage**

Le procédé CEREC® étant un système permettant la réalisation de prothèses en une seule séance, la capture des données se fait par une empreinte optique directement en bouche.

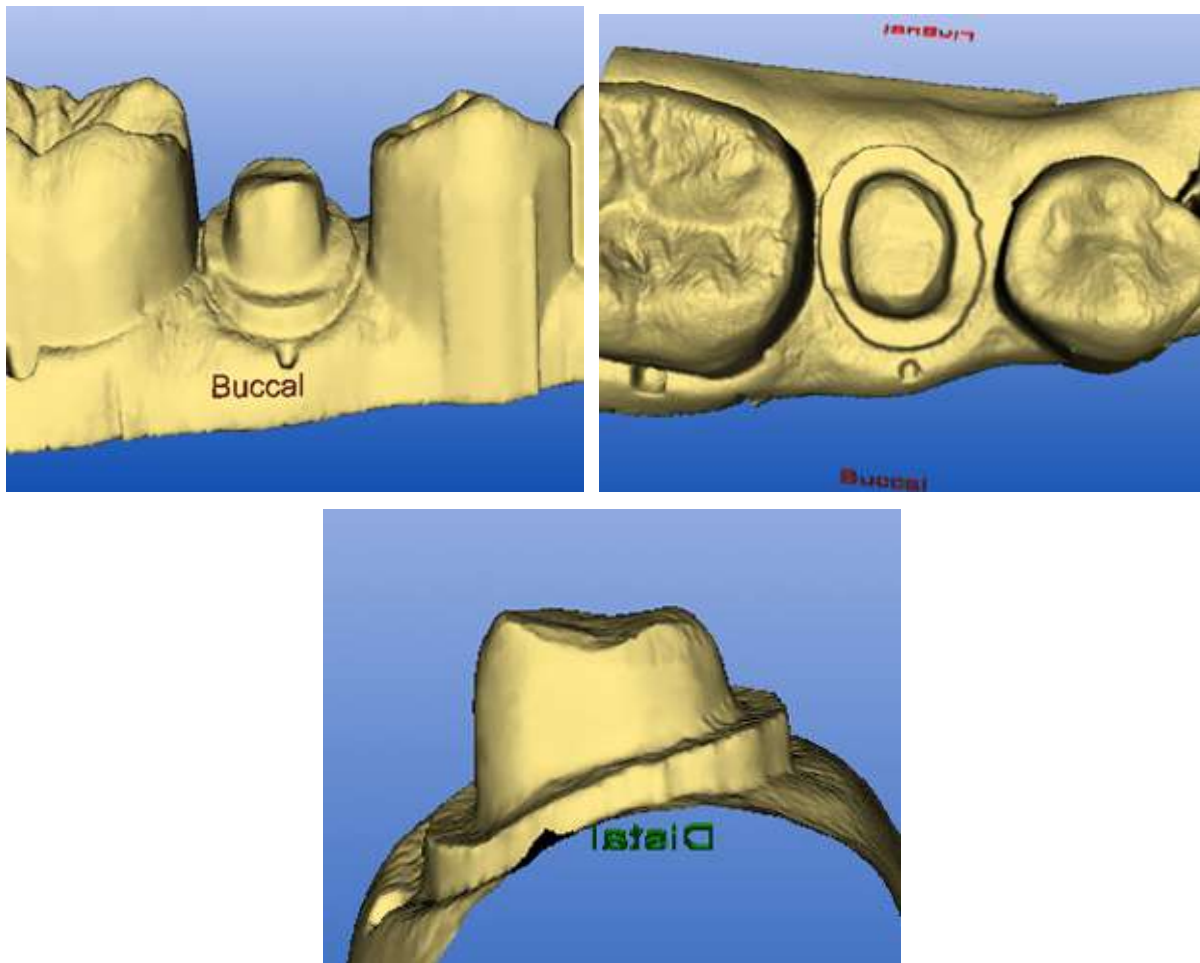
Le matériel de scannage, nommée SIROCAM 2, est donc une caméra de bouche, dotée d'un capteur CCD, fonctionnant selon le principe de triangulation. Une série de lignes lumineuses sont projetés sur la préparation. En fonction de l'angulation de celle-ci, ces lignes verront leur aire de lumière modifiée, et c'est cette déformation que va mesurer la caméra [36 ; 78].



**Figure 8: Exemple d'image capturée par la caméra, avant modélisation 3D**

**(Photo réalisée par le Dr. Pascal CIVEL)**

L'ensemble de ces données est intégré par l'unité informatique, qui modélise en 3 dimensions la préparation [36 ; 78].



**Figure 9: Exemple de modèle 3D après scannage des données**

**(Photo réalisée par le Dr. Pascal CIVEL)**

Il est à noter que la préparation doit avant empreinte être recouverte d'un adhésif, puis d'une poudre spéciale facilitant le scannage.

La difficulté de la prise d'empreinte optique directement en bouche tient du fait que le patient ne peut être totalement immobile, et donc implique une nécessité d'effectuer cette opération rapidement. En découle une imprécision relative, comparativement aux empreintes optiques effectuées au laboratoire (mais elles-mêmes soumises aux imprécisions de la prise d'empreinte classique.).

Cependant, il a été démontré que l'adaptation marginale des couronnes réalisées via le procédé CEREC® ont une adaptation marginale très proche de celles des autres procédés céramocéramiques (50 à 100 micromètres) [69].

La caméra a été étudiée de façon à être ergonomique, et se manipule tel un contre-angle en bouche. Cependant, elle ne peut enregistrer qu'une à deux préparations, ce qui n'autorise donc pas la réalisation directe de bridges par ce moyen. Il faudra alors avoir recours au CEREC InLab®, alternative à la camera, qui réalisera son empreinte directement sur les modèles issus d'une empreinte classique.

#### **6.7.4. Conception informatique de la restauration**

L'unité de conception informatique est donc un ordinateur, muni du logiciel CEREC 3D®. Cette version du logiciel permet de réaliser automatiquement la restauration, détecter seul les bords de la préparation, détecter les contacts interproximaux, tout en laissant au praticien la possibilité d'effectuer lui-même certaines modifications dans sa forme, afin de mieux correspondre à la situation clinique. Pour pallier les insuffisances de la caméra, et son incapacité à numériser plus d'une préparation, il est possible de scanner également un mordu d'occlusion, afin de faciliter le travail de l'ordinateur, qui va donc orienter sa proposition de restauration en fonction de l'occlusion [77 ; 78].

Le logiciel de design propose plusieurs programmes :

- **Corrélation** : il se base sur les anciennes restaurations (couronnes, composites...) ou sur un wax-up pour recréer la fonction. Une première empreinte avec la situation préopératoire est prise, puis une seconde empreinte après préparation. Les deux scans seront ensuite comparés et intégrés entre eux pour créer en 3D la future couronne.
- **Fonction** : il utilise les données issues du scannage du mordu occlusal pour créer la restauration, en fonction donc, des antagonistes.
- **Base de données dentaire** : il est utilisé en cas d'absence de l'antagoniste, et créé une surface occlusale modifiable à souhait par la suite.

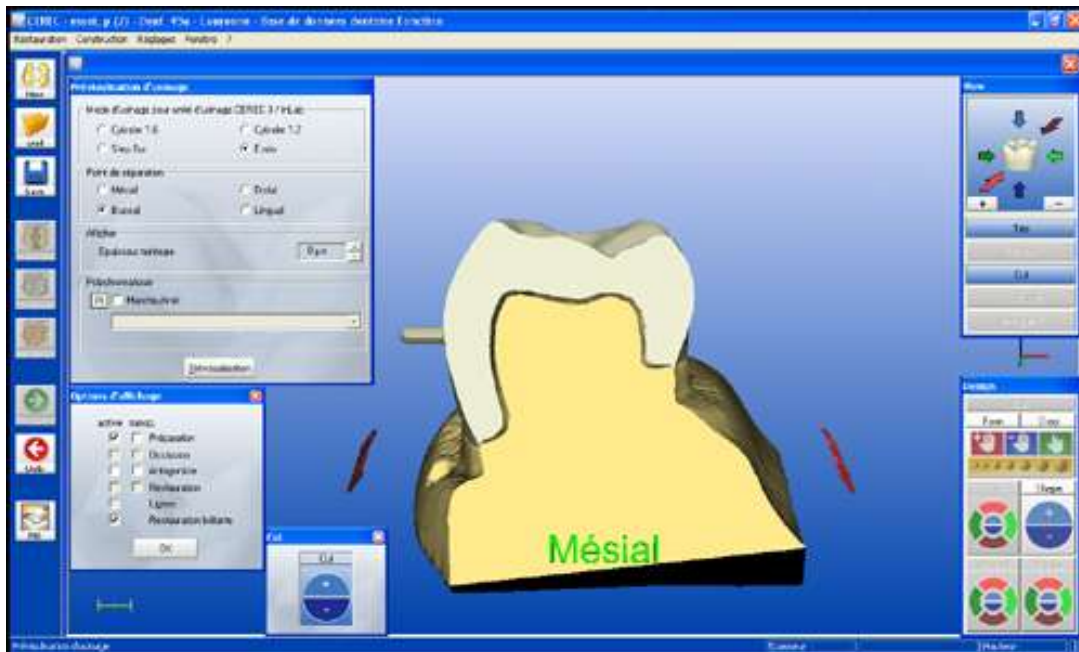
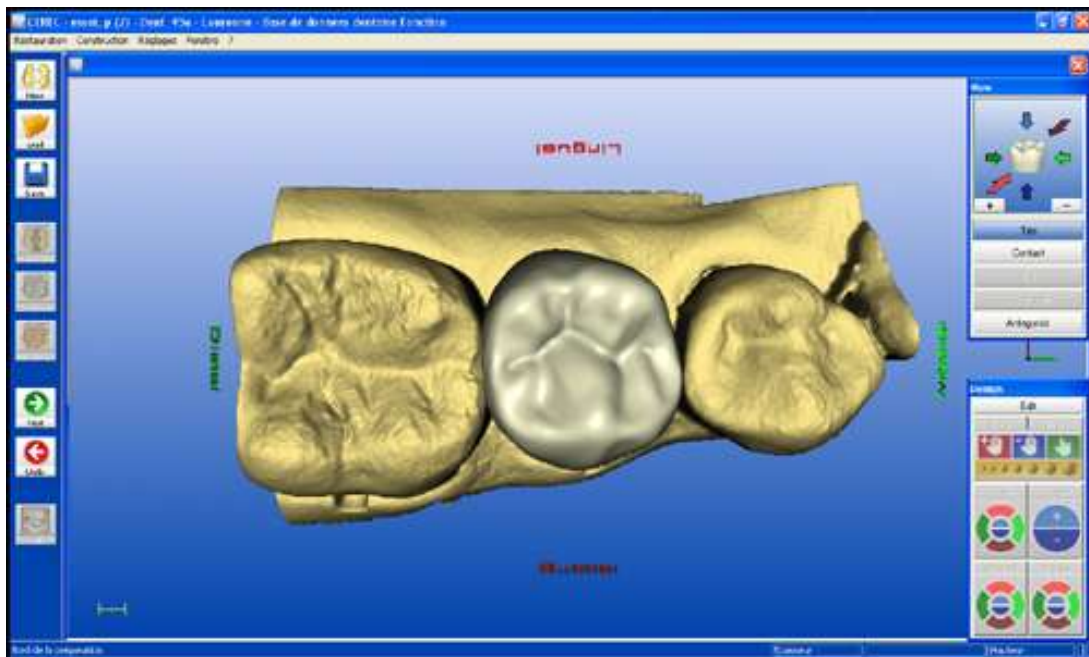


Figure 10: Exemple de conception 3D de la future restauration prothétique

L'outil informatique permet de contrôler, entre autres, l'épaisseur coronaire en tous points.

(Photo réalisée par le Dr. Pascal CIVEL)

### 6.7.5. Usinage

Le système CEREC® est donc le seul système existant actuellement autorisant la confection de couronnes, inlays et facettes en une seule séance. Tout au long de son histoire, ce procédé a vu ses évolutions axées sur le gain de temps d'usinage, pour un gain de temps au fauteuil. La dernière évolution, le CEREC MCXL®, permet de fabriquer une couronne unitaire en moins de 4 minutes.



Figure 11: L'unité d'usinage : CEREC Scan®

### **6.7.6. CEREC InLab**

Le procédé CEREC InLab est une variation du système CEREC®, autorisant la réalisation de couronnes et bridges à armature en alumine ou en zirconie [23].

- Scannage de la préparation :

L'empreinte est réalisée classiquement, à l'aide d'un silicone par addition, et non plus par scanner optique en bouche. Le modèle, coulé en un plâtre particulier facilitant la lecture par le scanner, est donc scanné pour permettre la création d'un modèle 3D sur l'ordinateur, par balayage rotatif (éléments unitaires) ou selon 3 angles différents (Prothèses plurales) [75].

- Design et conception 3D :

Le prothésiste va définir la limite de préparation, et l'épaisseur de la chape, en axial et en occlusal, celle-ci nécessitant d'être homogène, dans un souci mécanique et esthétique. Il a toujours la possibilité de modifier la forme de l'armature, en fonction du cas clinique.

- Usinage :

Le logiciel peut de lui-même faire une proposition du matériau le plus adapté au cas, parmi les blocs Vita InCeram Alumina, Spinell ou Zirconia, en fonction des caractéristiques optiques de ceux-ci, de leur translucidité, et de leur résistance.

Bien évidemment, le temps d'usinage varie en fonction du nombre d'éléments.

Après usinage, l'armature est contrôlée sur le die. Les éventuelles zones de friction seront facilement vues sur l'intrados de la chape. Un travail manuel peut-être nécessaire, s'il est besoin d'affiner la chape dans les zones de la limite cervicale, pour faciliter le rendu esthétique après céramisation.



- Infiltration de l'armature :

Tout comme pour le procédé InCeram®, la céramique brute est secondairement infiltrée par un verre qui va venir combler les porosités, donnant ainsi toutes ses propriétés mécaniques à l'armature, et permettant également de teindre celle-ci, pour un meilleur rendu esthétique.

De part le fait que les blocs InCeram® sont fabriqués industriellement, avec moins de porosités, le temps d'infiltration est moins long que pour le procédé classique par barbotine. La réalisation d'une chape InCeram® par CEREC® ne prend pas plus de 2 heures.

Après infiltration, un sablage à l'oxyde d'aluminium va éliminer les excès de verre, avant un nouveau contrôle de l'ajustement de l'armature, sur le modèle, puis en bouche.

- Cuisson de contrôle :

- Essayage en bouche de l'armature :

- Céramisation cosmétique :

Lors de l'essayage en bouche, le praticien contrôlera l'adaptation, avec un silicone basse viscosité dans l'intrados, et la concordance de la teinte avec la réalité clinique.

Le montage de la céramique cosmétique se fait de manière classique, une séance de contrôle en bouche après l'étape du biscuit et avant le glaçage terminal est conseillée. Un nouveau sablage de l'intrados est effectué avant la pose [23].

### 6.7.7. Indications

- **Facettes cosmétiques :** Ce fut l'indication première du système CEREC®, à sa création. Les matériaux existant à l'époque ne permettaient pas de réaliser des couronnes unitaires [31].
  
- **Inlays / Onlays :** C'est l'autre indication originelle du système CEREC® [31 ; 36].
  
- **Couronnes unitaires :**
  - **Couronne maquillée :** La couronne est usinée en fonction des paramètres définis lors de l'opération de design. Elle est ensuite maquillée en surface, à l'aide du kit prévu à cet effet, pour lui donner un meilleur aspect esthétique. Cependant, eu égard aux impératifs du travail en cabinet, ce travail esthétique ne peut avoir le même rendu que celui effectué par un prothésiste au laboratoire. Il est donc conseillé de n'utiliser cette méthode que pour les dents postérieures, ou à la teinte peu marquée.

La méthode CEREC® trouve son intérêt dans cette pratique, puisque la réalisation et la pose de la couronne en une seule et unique séance permet d'éviter les aléas de la couronne provisoire, et une éventuelle fracture de la préparation, pendant la période de transition.

- **Couronne réduite :** Il s'agit d'éliminer sur le modèle 3D de la future couronne certaines parties de la céramique superficielle, qui seront secondairement recrées avec de la céramique cosmétique classique. Cette méthode est utilisée surtout pour les incisives, avec le souci esthétique de recréer une teinte incisale satisfaisante du bord libre, ce qui est impossible avec un bloc céramique d'origine, trop uniforme dans sa teinte.

- Chape InCeram® : Il est possible de confectionner des chapes InCeram® en utilisant la céramique originellement conçue pour le procédé InCeram®, par barbotine. L'utilisation du système CEREC®, plus particulièrement CEREC InLab® permet un important gain de temps par rapport à la méthode classique.

➤ **Bridges :**

Après scannage par le CEREC Scan®, le logiciel va proposer une armature, avec connecteurs idéaux (règle des 9mm<sup>2</sup>). Le prothésiste peut à loisir modifier la position de ceux-ci, s'il le juge nécessaire, ainsi que leur volume, et l'épaisseur des piliers, tous ces paramètres pouvant dépendre des papilles interdentaires et du reste de la gencive.

Il est conseillé de surdimensionner l'épaisseur et le volume de l'armature, de façon à pouvoir effectuer des modifications après-coup. En effet, il vaut mieux être prudent, car l'ajour par soudure est impossible sur les céramocéramiques, contraignant l'utilisateur à usiner une nouvelle chape, en cas d'échec.

Grâce à l'apport du CEREC 3D® et des blocs InCeram Alumina et surtout Zirconia, il est possible de concevoir via ce système des bridges à intermédiaires multiples.

Il est possible de réaliser des bridges antérieurs jusqu'à 6 éléments (canine à canine), et des bridges postérieurs allant jusqu'à 4 éléments, avec le CEREC InLab®. Le recul clinique concernant cette application du système reste faible.

### **6.7.8. Contre-indications**

Comme pour tout système céramocéramique, il est contre-indiqué de concevoir une prothèse de ce type en cas de

- Bruxisme sévère
- Malocclusion
- Hauteur et largeur de préparation insuffisante

### 6.7.9. Cas clinique

Exemple de restauration céramique à l'aide du système CEREC®, sur plusieurs dents déjà obturées avec un amalgame d'argent :



**Figure 12: Cas clinique : Dents obturées à l'amalgame d'argent**



**Figure 13: Préparation des dents à restaurer, après dépose de l'amalgame**



**Figure 14: Pose de la restauration céramique  
(Photos réalisées par le Dr. CIVEL Pascal)**

### **6.7.10. Recul clinique**

Le système CEREC® offre des résultats remarquables en terme de pérennité des restaurations pour les inlays et onlays céramiques [21 ; 33 ; 36 ; 37 ; 55 ; 96].

En ce qui concerne les couronnes unitaires et les restaurations plurales, le recul clinique reste faible, aujourd'hui, d'où le fait que les utilisateurs de CEREC® limitent leur pratique aux inlays, onlays, facettes et couronnes unitaires.

De nombreux patients apprécient la méthode CEREC®, car l'empreinte optique est bien plus confortable que l'empreinte conventionnelle, et que la réalisation en une seule séance est un avantage non négligeable, pour des résultats très satisfaisants à leurs yeux [36].



**Figure 15: Cas clinique: restauration de 46 avec un onlaycéramique (CEREC®)**

Les principaux reproches faits par les praticiens incombent majoritairement aux difficultés de prises en main d'un nouvel outil thérapeutique, nombre d'entre eux n'étant pas familiarisés avec l'outil informatique.

## Récapitulatif

	Facettes	Inlays/Onlays	Couronnes unitaires	Bridges
CEREC 3D (Sirona)	Oui	Oui	Oui	
CEREC InLab (Sirona)	Oui	Oui	Oui	Oui
Cercon (Degudent)			Oui	Oui
Decim (Cad.esthetics AB)		Oui	Oui	Oui
Evoluton 4D (D4D Technologies)	Oui	Oui	Oui	Oui
Ekton (Ekton AG)			Oui	Oui
Everest (Kavo)	Oui	Oui	Oui	Oui
GN-1 (GC International)			Oui	Oui
DigiDent (DentaCAD)			Oui	Oui
Lava (3M ESPE)			Oui	Oui
Medifactoring (BEGO Medical AG)			Oui	Oui
Precident (DCS AG)			Oui	Oui
Procera (Noble Biocare)	Oui		Oui	Oui
Pro 50 TM (Cynovad)	Oui	Oui	Oui	Oui
Wolceram (Woldent)			Oui	Oui
ZENO Tec (Wieland Dental)			Oui	Oui

**Tableau 9: Indications des principaux systèmes céramique existants**

Le système Evolution D4D® ayant été très récemment mis sur le marché, il n'existe à ce jour pas d'étude qui confirme les qualités vantées par le fabricant. Ce procédé se présente comme un concurrent sérieux du CEREC®.

## **7. INDICATIONS ET PREPARATIONS**

Les procédés céramocéramiques peuvent être utilisés dans de nombreuses situations cliniques.

Cependant, il existe un certain nombre d'impératifs à respecter.

La préparation doit être d'une précision extrême, pour laisser suffisamment d'espace à la céramique, voire à l'armature et la céramique cosmétique, tout en préservant la vitalité pulpaire et en respectant le principe d'économie tissulaire [10 ; 28].

### **7.1. Facettes**

Les facettes cosmétiques en céramique doivent leur rétention au collage, et uniquement au collage. La forme de préparation n'a pour but que de laisser une place suffisante et homogène à la future facette [5].

La facette doit subir un mordantage (acide fluorhydrique à 7%), puis la pose d'un apprêt silanique, afin d'augmenter au maximum la surface de collage. Seules les céramiques sensibles à l'action de l'acide seront utilisables pour réaliser des facettes, limitant donc le choix aux céramiques feldspathiques et aux verres de disilicate de lithium [5].

En effet, les céramiques à base d'alumine ou de zirconium sont peu sensibles à ce traitement, empêchant un collage correct. De plus, du fait de leur haute densité en charges qui leur confèrent leurs hautes propriétés mécaniques, ces céramiques sont trop opaques pour un rendu esthétique satisfaisant [5].

### **7.1.1. Indications**

Les facettes cosmétiques céramiques ont un objectif principal d'ordre esthétique, et sont vouées à masquer sur des dents pulpées des dyschromies, caries, et autres anomalies de forme, structure ou position. Elles sont essentiellement utilisées sur les dents antérieures [5 ; 17].

S'il est également possible de masquer ces anomalies via les composites, ceux-ci souffrent d'une durée de vie bien moindre que celle des facettes céramiques.

### **7.1.2. Contre-indications**

- Parafonctions importantes (où les gouttières sont inefficaces)
- Lésions proximales importantes : Dans ce cas, préférer une préparation coronaire totale
- Dyscoloration dentinaire profonde : préférer la solution de prothèse coronaire totale.

### **7.1.3. Préparation**

Il s'agit d'obtenir un bon compromis entre mutilation la plus faible de la dent, pour éviter toute altération de la pulpe et une difficulté plus grande à restaurer une teinte correcte, tout en ménageant assez d'espace pour assurer à la facette une solidité suffisante [5 ; 17 ; 56].

#### – Vestibulaire :

La préparation doit rester strictement amélaire et de ce fait, ne dépasse pas 0.5 mm en profondeur. Il existe des fraises diamantées calibrées, conçues pour permettre une réduction parfaitement homogène, grâce à leur partie mousse, entre deux zones diamantées [10].

Il est conseillé de commencer la préparation par le congé cervical, puis deux ailettes proximales sont effectuées, pour augmenter la surface de collage.



La limite est supragingivale, pour ne pas gêner le collage. Cela n'a pas d'incidence esthétique, puisque la céramique et la dentine possèdent une faculté de mimétisme, due à l'absence de solution de continuité entre les deux, par l'interposition du polymère de collage. Cette propriété étonnante rend la jonction céramo-amélaire imperceptible au regard [5 ; 56].

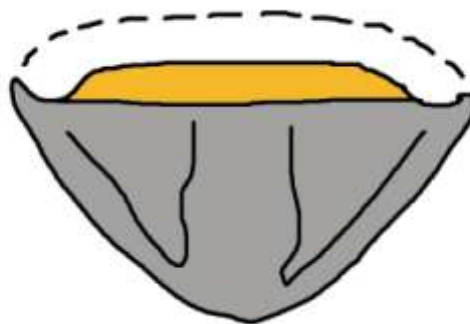
– Faces proximales :

Il est conseillé de conserver le point de contact, tout en allant ménager une concavité sous celui-ci, pour aller créer une ailette proximale.

– Bord libre :

La préparation du bord libre sera fonction de la translucidité recherchée.

Si on ne cherche pas à conserver une translucidité importante de l'émail, on pourra alors conserver le bord libre naturel de la dent. Si, en revanche, on veut une translucidité optimale, de façon à recréer le reflet bleuté d'un bord libre de tout substrat dentinaire, la préparation devra alors englober une réduction du bord libre incisif. Cependant, il faudra tenir compte du porte-à-faux ainsi créé, que la céramique ne peut supporter qu'avec difficulté. La céramique tolérant bien mieux les forces de compression que celles de traction, ces dernières prennent le pas sur les premières dès lors que le porte-à-faux est important, majorant ainsi le risque de fracture cohésive, qui va décoller voire casser la facette [5].



**Figure 16: Dessin de la préparation d'une incisive pour facette cosmétique  
(Vue occlusale)**

## **7.2. Inlays / Onlays**

Les inlays-onlays céramiques ont pour vocation de remplacer un volume important de tissu dentaire manquant (caries, etc...). Leur utilisation prend le pas sur les inlays en métal précieux et sur les restaurations conventionnelles (Composite, amalgame d'argent) [5].

Cependant, de part leur fragilité relative et les difficultés d'élaboration, ils sont peu à peu remplacés par des inlays en composite de laboratoire [5].

### **7.2.1. Indications**

- Tous les cas cliniques où l'on peut restaurer la dent pulpée par un matériau conventionnel (amalgame, composite). Indication esthétique, essentiellement.
- Micro dentisterie : les inlays sont utilisables aussi bien pour les grosses restaurations que pour les indications de microdentisterie, même si pour ces dernières, on optera plus facilement pour un matériau d'obturation conventionnel.

### **7.2.2. Contre-indications**

- Tous les cas où le délabrement de la dent impose une restauration par une préparation périphérique totale et une couronne.
- Dent dévitalisée : Il est alors conseillé d'opter pour la solution coronaire totale.

### **7.2.3. Préparation**

Les formes de préparation dépendent grandement du volume des lésions carieuses, et également de la préparation de l'obturation préexistante.

De la même façon que pour une obturation avec un matériau conventionnel, il faudra s'assurer de la solidité des parois résiduelles, et les éliminer si elles n'ont pas la robustesse suffisante.

Les inlays céramique ayant été conçus dans une optique également esthétique, il est conseillé de faire « déborder » les contours de la préparation sur l'émail, de telle sorte à permettre de voir s'exprimer la propriété de photomimétisme des céramiques, propriété vue dans le chapitre sur les facettes cosmétiques.

Le mode d'assemblage, par verre-ionomère ou par composite de collage va également influencer les formes de préparation [5].

Dans le cas de lésions de type II, il est possible d'ajouter un prolongement occlusal, comme il serait fait pour une restauration avec un amalgame, dans le cas où la restauration précédente en possédait également un, ou dans le cas où un recouvrement cuspidien est réalisé. Sans l'une ou l'autre de ces conditions, il est préférable de s'abstenir d'élargir la préparation en occlusal, qui serait un risque bien inutile pour la vitalité pulpaire [10].

Il est conseillé d'effectuer un recouvrement cuspidien du futur onlay, dans le but de protéger la surface dentaire, et d'homogénéiser la teinte de la restauration. En effet, avec un collage de qualité, le matériau possède de bonnes propriétés mécaniques, et résistera bien à la pression.

C'est le collage qui va assurer pour une grande part les forces de rétention [5].

Il est possible de réaliser des inlays céramiques MOD, en préférant en interproximal une mise de dépouille concave à la classique boîte proximale.

La réduction occlusale est similaire à celle d'une préparation coronaire périphérique normale.

Les éventuelles contre-dépouilles seront comblées à l'aide d'un ciment verre-ionomère photopolymérisable, qui jouera donc le rôle de substitut dentinaire, et adhère aux tissus dentaires et au polymère d'assemblage [5].

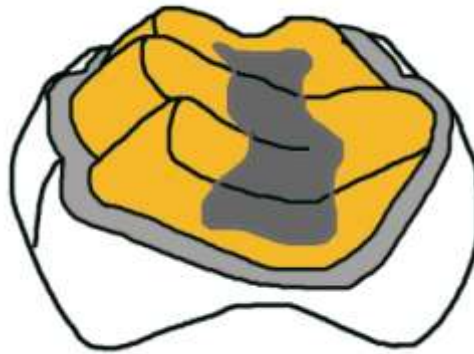


Figure 17: Dessin d'une préparation d'une molaire pour onlay

### **7.3. Couronnes unitaires**

Les couronnes céramocéramiques sont réalisables en tous secteurs, grâce à l'évolution et la polyvalence des matériaux. Cependant, il convient de bien choisir celui-ci en fonction de l'indication posée [5 ; 21 ; 56].

#### **7.3.1. Indications**

- Dents antérieures : Armature d'alumine, spinelle, disilicate de lithium.
- Dents postérieures : Armature d'alumine, Zircon.

#### **7.3.2. Contre-indications**

- Bruxisme
- Malocclusion importante
- Faible hauteur de préparation
- Attachements

### 7.3.3. Préparation

- Vestibulaire : L'épaulement à angle interne arrondi ou le congé large sont les types de limites les plus conseillées, pour obtenir une épaisseur suffisante de céramique à ce niveau. La réduction en épaisseur est de 1.2 à 1.5mm et doit impérativement respecter le profil et la courbure de la couronne, ceci pour permettre une épaisseur homogène de la céramique, gage de robustesse. L'épaisseur de la céramique cosmétique est de 0.7 à 1mm, contre 0.4 à 0.5mm pour la chape [5 ; 10].

Dans un but esthétique, la limite sera légèrement sous-gingivale en antérieur, mais pourra poser des difficultés pour le collage. Dans le secteur postérieur, il est conseillé de rester supra-gingival, pour faciliter le contrôle de plaque et l'assemblage.

- Lingual : elle peut être légèrement réduite en comparaison avec la réduction vestibulaire, la céramique cosmétique n'ayant pas besoin d'être aussi épaisse.
- Proximal : de même qu'en lingual, on peut réduire la profondeur de préparation, afin d'éviter également d'écorner la pulpe.
- Occlusal : La réduction occlusale sera comprise entre 1.5 et 2mm, de façon homothétique, 0.8 à 1mm pour la chape, idem pour la céramique cosmétique.

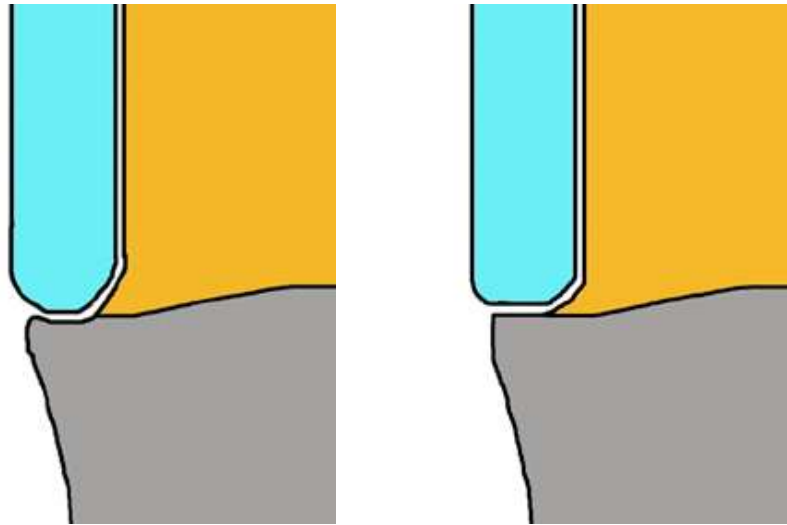


Figure 18: Schéma des limites de préparation

Congé large – Epaulement à angle interne arrondi



Figure 19: Schéma de la réduction homotétique d'une incisive

#### 7.4. Bridges

Tous les systèmes céramocéramiques ne peuvent être indiqués dans tous les cas cliniques. Si l'ensemble de ces systèmes peuvent être utilisés pour des bridges antérieurs canine à canine, seuls les systèmes à armature de zirconie sont réellement recommandés pour les secteurs postérieurs, de petite à moyenne étendue (Diadem®, Lava®, ...) [21].

Au-delà de 5 éléments, les armatures tout-céramique ne donnent pas encore satisfaction mécaniquement parlant, le risque de fracture est très important.

Les préparations pourront être légèrement approfondies, pour donner un maximum de résistance à l'armature, et pour ménager suffisamment de place pour les connecteurs.

La place nécessaire varie en fonction du nombre d'intermédiaires :

Distance inter-piliers	Hauteur des connections	Largeur de connections
<6mm	3mm	3mm
<8mm	3.5mm	3.5mm
<10mm	4mm	4mm
<12mm	4.5mm	4.5mm
<14mm	5mm	5mm

**Tableau 10: Dimensions minimum des connections de bridge selon la distance inter-piliers**

#### **7.4.1. Indications**

Celles-ci sont très variables, en fonction du système utilisé. Les procédés tout-céramique les plus récents assurent pouvoir réhabiliter la cavité buccale avec des bridges de 14 éléments, mais le manque de recul clinique à l'heure actuelle doit tempérer notre optimisme.

Seuls les procédés à armature alumine ou zircone sont habilités à réaliser des bridges d'envergures diverses. Le recul clinique ne permet pas cependant d'affirmer avec certitude que la viabilité de la restauration prothétique est supérieure à celle des méthodes céramométal.

#### **7.4.2. Contre-indications**

L'ensembles des contre-indications propres aux restaurations tout-céramique (bruxisme,...)

Support parodontal déficient : deux piliers de valeur différente au niveau parodontal risque de provoquer un déscellement par un effet de bras-de-levier, qui aboutit dans la plupart des cas à une fracture de l'armature. Il faut avoir le plus possible une égalité entre les piliers.

Il est cependant important de rappeler que la Haute autorité de Santé adopte une position beaucoup plus prudente dans ses recommandations cliniques pour tous ces types de préparation [44].



## **8. SCELLEMENT OU COLLAGE ?**

Quelle que soit la nature de la céramique utilisée, la qualité du matériau d'assemblage et de sa mise en place apparaît comme un facteur essentiel à la réussite du traitement prothétique. L'apparition des matériaux dits « hybrides » a considérablement amoindri la frontière entre colles et ciments [5].

Il n'existe pas de situation type, d'indication spécifique d'un type de matériau d'assemblage pour une céramique donnée. Le choix du collage ou du scellement se fait après analyse minutieuse de la situation clinique, où la position de la dent sur l'arcade, le potentiel rétentif de la restauration, les possibilités d'éviter une contamination salivaire seront pour chacun de ces aspects un élément déterminant [5].

Il convient aussi de bien connaître le matériau que l'on souhaite utiliser, notamment au niveau de son potentiel adhésif aux tissus dentaires et à la céramique, sa ténacité, son protocole de mise en oeuvre, sa biocompatibilité, ses propriétés optiques (tenue de la teinte et du joint dans le temps), et son recul clinique [9].

### **8.1. Matériaux**

#### **8.1.1. Ciments**

La prise résulte d'une réaction acide-base, avec la poudre comme acide et le liquide basique. De part leur nature de sels minéraux ou organo-minéraux, ces matériaux sont poreux et faiblement résistants mécaniquement. Cela implique donc pour une utilisation convenable de ces produits d'avoir un fort potentiel de rétention au niveau de la préparation. L'avantage de la situation est une élimination aisée des excès de ciment [5].

Les principaux ciments utilisés sont à base de :

- Phosphate de zinc (Crown & Bridge®)
- Polycarboxylate de zinc
- Ciments verre-ionomères

### **8.1.2. Colles**

La polymérisation est induite soit chimiquement, soit par la lumière, qui apporte l'énergie nécessaire à l'amorçage de la réaction, soit les deux (colles dual). La réticulation consécutive à la polymérisation donne au matériau d'assemblage une forte ténacité. Cela permet donc de pallier les insuffisances de la préparation (pouvoir rétentif intrinsèque), et de répartir les contraintes appliquées sur l'ensemble de la prothèse fixée (facettes, onlays) [5 ; 9 ; 11].

Il est important de noter que l'utilisation d'une colle photopolymérisable ou dual peut être à double tranchant. En effet, si on ne tient pas compte de l'épaisseur de la céramique, la quantité de lumière qui vient traverser celle-ci et donc permettre la prise de la colle peut se révéler très insuffisante, et donc altérer la qualité de l'assemblage [74].

La plupart des composites de collage n'ont aucun potentiel adhésif propre. L'adhésion à la surface dentaire et à celle de la restauration prothétique se fait via l'utilisation d'agent de couplages spécifiques [11].

Cependant, il existe certains matériaux de collage, tel le Superbond® ou les différents Panavia®, qui eux ont un pouvoir adhésif propre [5].

### **8.1.3. Matériaux hybrides**

Les colles et les ciments ayant chacun leurs qualités et défauts propres, l'apparition des matériaux hybrides permet de pallier leurs défauts respectifs, pour un assemblage plus fiable de la prothèse, tout en facilitant le protocole d'utilisation, qui peut devenir fort laborieux avec les colles classiques [5].

La prise de ces matériaux est consécutive à une double réaction de polymérisation et acide-base.

- Ciments verre-ionomères modifiés par adjonction de résine (CVI-MAR) :  
La polymérisation de la résine contre-balance l'augmentation de volume de la réaction acide-base.
- Compomères de scellement :  
Les molécules possèdent des fonctions carboxyliques qui interagissent avec des charges.

## **8.2. En fonction de la situation clinique**

Dans le cas de réalisation de facettes céramiques, il est préconisé d'utiliser une colle, car la faible rétention de ces préparations ne permet pas aux ciments de scellement d'être utilisés convenablement, en tirant le meilleur de leurs capacités [5].

En revanche, lors d'une restauration postérieure, si la gestion du flux salivaire se révèle délicate, il sera préférable d'utiliser un ciment de scellement, ou un matériau hybride, pour faciliter son application et donc ne pas mettre en péril la pérennité l'assemblage de la prothèse céramique [5].

## **8.3. En fonction du matériau d'infrastructure**

### **8.3.1. Céramiques feldspathiques**

Si le scellement de ces couronnes est possible pour certains rares cas, le collage reste grandement préconisé, car il augmente significativement les propriétés mécaniques de ces céramiques. Les premières restaurations tout céramiques, conçues à base de feldspath, ne pouvaient qu'être collées, sous peine de fracture [5].

L'indication première de ces céramiques reste aujourd'hui esthétique, majoritairement les facettes cosmétiques. Les préparations de ces restaurations n'ayant aucun potentiel rétentif, le collage reste donc la seule possibilité viable d'assemblage de la restauration [5].

La pièce est mordancée à l'acide fluorhydrique, puis un silane est appliqué, pour faciliter l'adhésion du polymère adhésif [11].

Méthodologie de collage : Exemple de l'IPS Empress II® :

❖ Préparation de la couronne :

- Mordançage à l'acide fluorhydrique (gel IPS Ceramic®, Ivoclar) : 20 à 30 secondes.
- Neutralisation de l'acide, par rinçage à l'aide d'un mélange eau-carbonate de sodium-carbonate de calcium.
- Séchage.
- Application de deux couches de silane (Monobon S®, Ivoclar), qui seront laissées à l'évaporation durant 1 minute chacune.
- Application d'un adhésif amélo-dentinaire sans photopolymérisation (Excite®, Ivoclar).
- La couronne est ensuite placée à l'abri de la lumière, pour éviter une polymérisation trop précoce.

❖ Préparation du moignon :

- Elimination des résidus de ciment provisoire (Airflow, qui projette un mélange d'eau et de bicarbonate sur la préparation, pour un nettoyage en profondeur).
- Isolement de la préparation de la salive, avec l'aide de cotons et d'un cordonnet rétracteur au besoin.
- Décontamination antiseptique (Chlorexidine, l'alcool étant un mauvais désinfectant et peut risquer de léser les tissus pulpaire, via les tubuli).
- Mordançage (Acide phosphorique 37%) : 15 secondes.
- Rinçage.
- Séchage.
- Application d'un adhésif amélo-dentinaire, qui est ensuite polymérisé : 30 secondes.

❖ Collage :

- Enduction de la préparation et de l'intrados de la couronne, avec un composite de collage (Variolink II®, Panavia®, Superbond®, Multilink®). Ces ciments sont disponibles en différentes teintes, pour un meilleur rendu esthétique, et influent significativement sur celui-ci, de par la translucidité de la céramique Empress II.
- Mise en place de la couronne, par pression au doigt, lentement.
- Polymérisation : 15 secondes. La couronne est maintenue durant ce temps par pression digitale.
- Elimination des excès.

Le collage possède aujourd'hui un recul clinique important, qui permet de certifier la pérennité de ces techniques. Haselton a montré que 99% des couronnes InCeram collées sont toujours en fonction après 4 ans, dont 96% de teintes acceptables. Oden, concepteur du système Procera, a mené une étude sur 5 ans qui a montré un taux de 97% de couronnes toujours en fonction, dont 91% d'esthétique suffisante.

### **8.3.2. Couronnes à armature Alumine ou Zircone**

S'il est possible de coller ou sceller ces restaurations, le choix du matériau se fait davantage selon la qualité de la préparation de la dent à couvrir [73].

Il est important de noter que les armatures alumine et zircone sont totalement insensibles au mordantage acide, ce qui pousse donc le praticien à s'orienter vers un matériau de scellement et non de collage. La rétention est augmentée par un sablage qui va créer des rugosités de surface (Rocatec, 3M ESPE) [5 ; 73].

De plus, ces couronnes étant indiquées en secteur postérieur, maintenir la préparation à l'abri de toute humidité peut s'avérer très délicat, compliquant la mise en place d'un matériau de collage.

#### 8.4. Tableau récapitulatif

Système tout-céramique	Scellement	Collage	Produit indiqué
IPS Empress II®	-	+++	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Composite de collage (Panavia®, Variolink®)</li> <li>• CVI Hybride (Pro Tec CEM®)</li> </ul>
InCeram®	+++ (Alumina, Zirconia)	+++ (Facettes)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• CVI-MAR (Fuji+, Ketac Cem...)</li> <li>• Composite de collage (Panavia®, Superbond®)</li> </ul>
Procera®	+++	+	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Composite de collage (Panavia®, Variolink®)</li> <li>• CVI-MAR (Fuji+, ...)</li> </ul>
Wolceram®	++	++	<ul style="list-style-type: none"> <li>• CVI-MAR</li> <li>• Composite de collage</li> </ul>
Lava®	+++	+	<ul style="list-style-type: none"> <li>• CVI-MAR (RelyX Luting)</li> <li>• Composite de collage (RelyX Unicem, Panavia)</li> </ul>
EVEREST®	++ (Selon céramique)	++ (Selon céramique)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• CVI-MAR (RelyX Luting)</li> <li>• Composite de collage (RelyX Unicem)</li> </ul>
CEREC®	+++ (Alumine ou Zirconie)	+++ (Facettes)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Colle (Variolink®, Superbond®, Panavia®...)</li> <li>• CVI-MAR</li> </ul>

**Tableau 11: Choix du scellement ou du collage, selon le système céramique**

- - : Non recommandé
- + : Possible
- ++ : Efficace
- +++ : Idéal

InCeram® : Les ciments orthophosphate de zinc et CVI classiques ne sont pas formellement contre-indiqués, mais il n'existe pas d'argument réel en leur faveur unique. Il est donc plus intéressant de choisir un CVI-MAR, ou un composite de collage [5].

CEREC® : Les ciments orthophosphate de zinc ne sont pas indiqués, car ils n'ont aucun potentiel d'adhésion, et ne conféreront pas de bonnes propriétés mécaniques à la céramique [5].

## 9. COMPARATIF CERAMOMETAL / TOUT-CERAMIQUE

Céramocéramique	Céramométallique
<b>Propriétés mécaniques</b>	
Longtemps inférieures aux céramométalliques, elles ont peu à peu comblé leur retard, pour aujourd'hui proposer des restaurations fixées 14 éléments tout-céramique. Cependant, le recul clinique à ce jour est encore faible.	Elles sont connues depuis longtemps pour être excellente, permettant une durée de vie irréprochable du procédé.
<b>Précision d'adaptation</b>	
Pas de différences significatives entre les systèmes céramique, ainsi entre tout-céramique et céramométal. Tous les systèmes permettent un hiatus marginal inférieur aux 100 microns préconisés par McLean.	Excellente, quelque soit le métal utilisé.
<b>Economie tissulaire</b>	
L'amélioration des qualités mécaniques des céramiques permet aujourd'hui de réduire la profondeur des préparations, pour être équivalente aux préparations céramométal. La réduction occlusale reste majorée.	La préparation est réduite, par l'utilisation de métal, dont la chape peut être fine, sans mettre en danger la pérennité de la prothèse.
<b>Corrosion</b>	
Aucune.	Variable selon les métaux, il incombe au praticien de choisir un alliage en accord avec les restaurations métalliques déjà présentes.
<b>Allergies</b>	
Aucun potentiel allergène.	Fort potentiel du Nickel et du Chrome.
<b>Biocompatibilité</b>	
Excellente.	Hors l'or, certains métaux de l'alliage, et la corrosion peuvent être toxiques.
<b>Aspect esthétique</b>	
Selon le matériau utilisé, la couronne sera plus ou moins translucide, pour un rendu proche de la dent naturelle. Plus la céramique sera réputée pour ses propriétés mécaniques (Zircone), plus elle aura tendance à être opaque, et avoir un résultat esthétique moins bon qu'escompté. A l'inverse, une céramique faiblement chargée (Spinelle) aura un aspect translucide incomparable. Tous les procédés tout-céramique ont un rendu esthétique bien supérieur aux céramométal, d'où leur développement. Le biomimétisme des structures dentaires est amélioré, grâce à la possibilité de maquiller l'armature.	La céramique cosmétique doit être opaque, pour masquer l'infrastructure métallique et pour pallier sa finesse, eut égard au principe d'économie tissulaire. L'aspect esthétique de la restauration peut souffrir de ce principe, une dent naturelle étant translucide.

**Tableau 12: Comparatif céramocéramique-céramométal**



## **10. PERSPECTIVES D'AVENIR**

### **10.1. Le tout-céramique en implantologie : exemple de l'implant ZIR-ROC**

Si l'implantologie dans sa forme et ses utilisations actuelles permet des taux de succès prothétiques de plus de 95%, il n'est pas inutile d'explorer de nouvelles voies, afin d'améliorer les performances déjà remarquables de cette pratique.

En effet, si le Titane, matériau de prédilection aujourd'hui, a d'excellentes qualités lui permettant de remplir son rôle dans l'implantologie moderne, il n'en reste pas moins un matériau avec quelques défauts substantiels propres aux métaux en général, que les céramiques, et en particulier la zircone, peuvent désormais oblitérer.

Reconnu depuis les travaux de Branemark, l'élément essentiel du succès d'une restauration implantaire est l'ostéointégration de l'implant dans l'os. Il est avéré que cette intégration de l'os sur la surface de l'implant est due à une fine couche d'oxyde de titane, qui se crée au contact de l'air. Cette passivation du titane permet ainsi aux molécules biologiques de ne jamais être directement au contact du métal lui-même. Et puisque cette couche d'oxyde facilite l'ostéointégration, il était ingénieux d'utiliser la zircone, ou oxyde de zirconium, comme composant de l'implant, et ainsi de profiter des qualités spécifiques de ce matériau.

Plus dense que l'alumine, ancienne référence céramique, et possédant d'excellentes propriétés mécaniques, la zircone a également de nombreux points forts qui pourront dans peu de temps faire de ce matériau la référence implantaire, face au titane :

- Très stable et ne générant que très peu de produits de dégradation, la zircone est une céramique bio-inerte, contrairement au titane (qui, bien que faiblement, est réactif).
- La zircone est très résistante à la corrosion, bien plus que le titane, métal coupable de relargage d'ions métalliques et ainsi de colorations des tissus parodontaux. La biocompatibilité de la zircone est donc meilleure que celle du titane, déjà excellente.
- De part son état de surface très lisse, la zircone est faiblement rétentrice de plaque, un bon point qui facilite le contrôle de plaque, et une zone péri-implantaire parfaitement saine.
- Grâce à ses teintes se rapprochant plus des odontes que la triste couleur métallique du titane, la zircone permet ainsi un résultat esthétique encore meilleur, évitant un éventuel aspect gris du collet gingival peri-implantaire par transparence des tissus.
- L'ostéointégration d'un implant en zircone étant plus rapide qu'avec un implant en titane, la cicatrisation globale des tissus autour de la restauration prothétique implantaire est également plus rapide.
- Autre avantage déjà vu avec la prothèse fixée tout-céramique, il n'y a pas d'interférences et d'artéfacts lors de scanners et IRM, alors que toute autre restauration endobuccale à support métallique sera susceptible d'en générer, le titane n'en étant pas exempt.

La zircone en implantologie : exemple de l'implant ZIR-ROC® : [7]

Peltier Systems® a récemment mis sur le marché une nouvelle version de son implant ZIR-ROC® : L'implant ZIR-ROC Vissé Monobloc®, descendant du ZIR-ROC Impacté®, disponible depuis 2003.

Il s'agit d'un implant fait de zircone tétragonale stabilisée à l'oxyde d'yttrium (Y-TZP), l'une des formes les plus robustes et les plus pérennes de la zircone.

Son principal avantage lui vient de sa forme monobloc, qui, en évitant un multiple assemblage de plusieurs pièces, permet ainsi d'éliminer les dévissages, source de déscollement et de percolation bactérienne, venant créer un nid septique anaérobie à l'intérieur même de l'implant. On a donc de ce fait une amélioration considérable de la stabilité tissulaire et esthétique à long terme. [7]

Avec sa couleur et sa dureté, l'implant zircone est à ce jour ce qui se rapproche le plus d'une dent naturelle. Cependant, l'implant ne recrée pas cet amortissement naturel des forces masticatoires par la dentine, tissu plus souple que l'émail. La Recherche actuelle va dans le sens d'une biomimétisation de cette jonction amélo-dentinaire, afin donc d'assurer une robustesse de l'implant face aux forces occlusales plus grande qu'actuellement. Certains évoquent la possibilité d'augmenter l'épaisseur de collage pour créer artificiellement ce coussin amortisseur. Il est vrai qu'avec l'apport de la CFAO, et notamment le CEREC 3D®, le praticien a la possibilité de modifier lui-même l'espace de collage et les rapports occlusaux.

A noter qu'il est tout à fait possible de réaliser une pose d'implant zircone immédiate après extraction, sous réserve d'une occlusion satisfaisante, et d'une stabilité primaire suffisante.

L'implant Zircone est donc un nouveau progrès dans l'univers déjà vaste de l'implantologie moderne, et possède un avenir prometteur, de part ses excellentes propriétés mécaniques, son esthétique, sa biocompatibilité, son absence de métal. Associé à la CFAO, l'implant en zircone permet un gain de temps non négligeable et une plus grande simplicité du traitement implantaire. Les qualités de la zircone, notamment au niveau biocompatibilité, amèneront inévitablement à l'abandon de tout métal dans les reconstitutions implantoprothétiques. [7]

## **10.2. Céramique IPS e.Max**

Si les évolutions des matériaux proposés ont grandement bouleversé la pratique de notre profession, elles ne se sont pas arrêtées pour autant, et de nombreuses firmes travaillent sur de nouvelles céramiques. Ivoclar Vivadent a récemment mis à disposition des praticiens sa nouvelle céramique IPS e.max® , dont les vertus présentées allieraient une esthétique encore améliorée à des propriétés mécaniques réellement suffisantes [79].

Face à la demande esthétique croissante des patients, Ivoclar Vivadent doit faire face aux problèmes d'opacité rencontrés avec les prothèses tout-céramique à base d'alumine (Vita InCeram, Procera), de zircone, et de multiplications des séances d'enregistrement et de laboratoire (Maquettes en cire, double scannage...) pour avoir un rendu le plus naturel possible.

D'armature composée majoritairement de disilicate de lithium, la céramique IPS e.max peut-être utilisée pour des restaurations coronaires totales, mais également pour des reconstitutions partielles (onlays, ...). L'une des nombreuses qualités de ce matériau est la possibilité de solidariser la prothèse aussi bien par scellement que par collage, cette seconde voie est donc un plus très intéressant, dans la réalisation de restaurations coronaires partielles, étant prouvé que l'assemblage par collage augmentait considérablement les propriétés mécaniques des céramiques [79].

Il existe diverses méthodes d'utilisations de IPS e.max®, en technique pressée ou en CFAO.

Possédant de très intéressantes propriétés mécaniques, avec près de 400 MPa en flexion, cette céramique est techniquement utilisable dans de nombreuses situations, mais le recul clinique encore insuffisant se doit de tempérer les propos du fabricant [79].

Si le procédé IPS e.max® possède sa propre céramique cosmétique IPS e.max Ceram®, il est intéressant de noter que celle-ci est adaptable sur de nombreux matériaux d'armature (Zircone, Disilicate de lithium) [79 ; 80].

Certaines méthodes de maquillage cosmétique peuvent parfois nécessiter plusieurs cuissons pour un même élément prothétique, et cela n'est pas sans conséquences sur les propriétés mécaniques et esthétiques du matériau. Or il semblerait que les cuissons multiples n'auraient pas d'effets sur la stabilité chromatique et mécanique de IPS e.max Ceram®.

La technique IPS e.max Press® permet de réaliser des armatures de bridge de petite portée en céramique pressée suffisamment résistante, collés ou scellés (avec des composites de collage, type Variolink). Cependant, la résistance en flexion, 440 MPa, ne permet pas de réaliser des bridges au delà de la seconde prémolaire. On peut donc envisager l'utilisation d'une armature zircone sous une céramique cosmétique IPS e.max Ceram®, mais il faudra alors renoncer à une solidarisation par collage.

La philosophie IPS e.max® présente donc le gros avantage d'être à la fois un concept de fabrication de différents types d'armature (tant d'un point de vue du procédé de mise en forme, pressé ou usiné, que d'un point de vue composition chimique), associé à une seule céramique cosmétique. Cela permet de stratifier indifféremment des éléments corono-périphériques obtenus par une technique pressée ou usinée, des éléments partiels (destinés à être collés), des petits bridges pressés, et des éléments prothétiques plus importants, usinés, plus solides, en zircone. Cet avantage est majeur car il permet au céramiste de déposer les mêmes masses aux mêmes endroits et ainsi d'obtenir des résultats esthétiquement parfaits et surtout uniformes, quelque soit le support de la céramique cosmétique.

IPS e.max® marque une avancée certaine en matière de reproduction des qualités visuelles et optiques des tissus dentaires, tout en ménageant le parodonte, mais il nous faut attendre d'avoir un certain recul clinique avant de pouvoir être pleinement optimiste.

### **10.3. Céramique Diacor**

S'il est un domaine dans lequel les diverses techniques tout-céramique peinent à supplanter le céramo-métal, c'est bien dans celui des prothèses fixées plurales de longue et très longue portée.

Très récemment arrivé sur le marché, le système Diazir, mis au point par la société Diadem® (France), nous propose de remédier aux insuffisances mécaniques des autres systèmes céramiques, en autorisant la réalisation de bridges de très longue portée [46 ; 60 ; 91].

Le système Diazir a recours à la zircone stabilisée à l'yttrium (Zircone Y-TZP) préfrittée. La stabilisation de la zircone permet de profiter du meilleur des qualités mécaniques de ce matériau. Après traitement de la poudre, adjonction d'éléments adjuvants (plastifiants, etc...), traitement sous pression isostatique de 3000bars et enfin frittage, on obtient des blocs très denses, hautement robustes, aux espaces interparticules très faibles, d'où de hautes propriétés mécaniques [60 ; 91].

Il faut cependant attendre d'obtenir un recul clinique suffisant avant de recommander cette technique pour les bridges postérieurs de longue portée.

## **CONCLUSION**

L'ensemble des systèmes tout-céramique paraît donc très prometteur et d'une durée de vie intéressante, sous la condition irrévocable d'un choix judicieux de la technique, en accord avec l'indication clinique.

Si les procédés à armature métallique ont encore aujourd'hui la faveur des praticiens, en raison de leur polyvalence et de leur utilisation en une majorité de situations cliniques, les systèmes céramocéramiques ont peu à peu comblé l'écart qui les séparent des céramométalliques au niveau propriétés mécaniques, tout en assurant un résultat esthétique remarquable et nettement supérieur à celui de ces derniers.

Cependant, le recul clinique, pour la majorité des systèmes, est encore insuffisant pour affirmer avec certitude que les méthodes actuelles sont supérieures en tous points aux techniques classiques céramométalliques. Les systèmes céramiques nécessitent une rigueur indispensable à la réussite du traitement prothétique.

Dans un avenir très proche, les systèmes céramocéramiques auront sans nul doute réussi à affirmer leur supériorité dans tous les domaines sur les méthodes plus anciennes, et parviendront à faire que l'ensemble des traitements prothétiques se fera sans recours aux métaux en bouche, préservant ainsi le patient des inconvénients propres à leur utilisation.

La difficulté la plus difficile à surmonter sera sans doute le coût de ces prothèses, car le financement du matériel associé aux divers systèmes est très lourd, et impose malheureusement un prix au patient que celui-ci ne pourra pas toujours financer.

## GLOSSAIRE

- Armature :

En. framework

Support de prothèse

Support qui reçoit le revêtement.

Syn. Infrastructure.

- Biocompatibilité :

En. biocompatibility

Chimie

Capacité d'un matériau à remplir sa fonction dans un milieu biologique sans effets adverses sur son environnement (Exbrayat, 1998).

ISO 10 993 : L'Organisation Internationale de Standardisation propose des tests pour évaluer la biocompatibilité des alliages dentaires.

Les avantages du titane sont : sa résistance à la corrosion, sa biocompatibilité, sa résistance à la traction élevée.

En Allemagne et dans les pays nordiques, une polémique est ouverte à propos du palladium dont la biocompatibilité est contestée.

- Biscuit :

En. Bisque

Cuisson

Stade de la dent céramique cuite non finie pour essayage et correction.

On ne doit normalement que réaccentuer l'anatomie de la céramique au stade biscuit plutôt que de la recréer.



- Bridge :

En. Bridge

Prothèse conjointe plurale

Système prothétique composé d'éléments scellés sur les dents piliers qui supportent des travées reproduisant la forme ainsi que l'aspect esthétique et naturel des dents absentes.

Exemples :

"Un petit bridge n'excède pas 4 éléments : 2 moyens d'ancrage et 1 ou 2 intermédiaires."

"La température de cuisson doit être de 5 à 0 degrés pour un bridge par rapport à l'élément unitaire selon sa masse et le nombre d'éléments."

Note : Étymologiquement, "bridge" vient du mot anglais qui signifie "pont", mais ce synonyme français est moins employé que le terme anglais.

Syn. Pont.

- Brûlage :

En. burnout

- Cuisson de la céramique dentaire :

Élimination par calcination des liants et colorants organiques.

La température doit être suffisamment élevée pour éliminer toutes traces organiques : 550°C maintenus 5 à 10 mn selon l'importance des pièces à cuire.

Selon Bourrely, le cycle de cuisson se décompose en 5 étapes distinctes, désignées : séchage, brûlage, chauffage sous vide, stabilisation, refroidissement.

Un temps de brûlage trop court laisse des résidus qui servent de germes de cristallisation favorisant le processus de vitrification.

V. Vitrification.

- Caractérisation :

En. characterization

Montage du cosmétique

Personnalisation de la dent par ajout à l'intérieur comme à la surface de la dent de petites touches de colorants, de fissures, fêlures ou de taches qui ont pour but d'imiter les défauts naturels des dents.

"Le maquillage peut d'autre part être synonyme de caractérisation très marquée, parfois excessive, destiné à reproduire des dyschromies ou des décalcifications."

- Céramique alumineuse :

En. aluminous ceramics

Céramique dentaire

Matériau céramique qui comprend une proportion importante d'alumine dont le rôle est d'augmenter les propriétés mécaniques du produit.

Contrairement aux vitrocéramiques, les céramiques riches en alumine ne sont utilisées que pour la réalisation d'une cupule qui sera ensuite recouvert par une céramique feldspathique classique.

Plus résistante à la pression qu'à la traction, la céramique peut être renforcée par de l'alumine, elle est alors dite alumineuse.

V. Céramique feldspathique.

- Céramique cosmétique :

En. cosmetic porcelain, porcelain

Montage du cosmétique

Matériau composé de corps minéraux argilo siliceux et d'oxydes métalliques utilisé pour la fabrication des dents artificielles.

Il existe 3 gammes de porcelaines dentaires : la céramique opaque, la céramique dentine et la céramique incisale.

ISO 6872 : Les porcelaines peuvent, d'après cette norme (NF S 91-221), être classées en fonction de leur température de fusion : haute, moyenne (de 1050°C ) et basse.

Les céramiques cosmétiques ont tendance à fluer lors des cuissons.

"La porcelaine à basse fusion (750°C-800°C) est une céramique cosmétique."

Syn. Porcelaine .

V. Oxyde métallique, fluer.

- Céramique feldspathique :

En. feldspathic ceramics

Céramique dentaire.

Céramique issue du feldspath, minéral naturel (silicate complexe), fondu à environ 1200°C.

"Pour le modelage sur feuille de platine, on utilise des céramiques feldspathiques à moyenne fusion."

Les restaurations céramo-métalliques sont constituées d'une armature métallique sur laquelle la céramique feldspathique est cuite en atmosphère raréfiée.

- Chanfrein :

En. chamfer

Préparation du modèle

Forme clinique de limite cervicale caractérisée par un angle cassé.

Note : L'équivalent anglais "chamfer" désigne également le terme "congé", aussi, une traduction erronée fait-elle parfois apparaître le terme "chanfrein" pour désigner un congé.

Colorant de surface l.m.

Montage du cosmétique

V. Maquillant de surface.

- Condensation :

En. Condensation

Montage du cosmétique

Diminution d'eau de la porcelaine.

Cette densification de la porcelaine permet de diminuer la rétraction lors de la cuisson et de réduire la porosité de la céramique cuite.

Il existe plusieurs méthodes de condensation : au pinceau, par sédimentation, par vibration, à la spatule ou par ultrasons etc.

"La condensation manuelle ou ultrasonique donne à la céramique une meilleure tenue, ce qui facilite le sculptage final."

- Congé :

En. chamfer

Préparation du modèle

Forme clinique de limite cervicale caractérisée par un profil légèrement concave formant un angle de raccordement obtus entre la zone coronaire préparée et la zone non préparée.

"Seul le congé, ou "chamfer" des anglo-saxons satisfait à ces critères."

- Contre-dépouille :

En. undercut

Préparation du modèle

Zone de rétention.

"Bien entendu, il est nécessaire de ne pas avoir de contre-dépouille, et le fond des cavités des préparations doit être dépourvu de tout angle."

V. Rétention.

- Corrosion :

En. Corrosion

Chimie et électrochimie

Altération du métal résultant d'une réaction avec le milieu ambiant.

La corrosion est dite chimique lorsqu'elle se produit en atmosphère sèche et électrochimique, quand elle a lieu en atmosphère humide ou en présence d'électrolytes.

La corrosion est une détérioration effective du métal par réaction avec son environnement.

- Coulée en barbotine :

Élaboration d'une céramo-céramique

V. Procédé IN CERAM.

- Couronne :

En. crown

Es. corona

Prothèse conjointe

Élément de prothèse conjointe restaurant une couronne dentaire naturelle, utilisé soit comme restauration unitaire, soit comme moyen d'ancrage de bridge.

Une couronne naturelle désigne la partie de la dent recouverte d'émail et limitée par le collet.

"Cette prothèse est scellée en bouche sur une ou plusieurs dents taillées préalablement par le praticien. Les appellations : couronnes, bridges, inlays, etc. rentrent dans cette classification."

V. Prothèse conjointe, bridge.

- Couronne à incrustation vestibulaire :

En. veneer

Prothèse conjointe

Couronne prothétique métallique dont la partie vestibulaire est recouverte d'un matériau cosmétique (résine ou céramique).

Note : Le sigle C.I.V. se retrouve dans de nombreux ouvrages. Le synonyme n'est pas utilisé oralement.

Syn.Veneer.

- Couronne céramo-métallique :

En. metal-ceramic crown,

ceramo-metallic crown

Prothèse conjointe

Couronne prothétique à partir d'un procédé spécial de cuisson sur métal d'une céramique pour s'accorder en dilatation avec l'alliage qu'elle masque.

"Les dents adjacentes sont claires et opaques, indication de choix pour une couronne céramo-métallique sur cette incisive reconstituée avec un faux moignon métallique."

V. Couronne , C.I.V.

- Couronne de Richmond :

Prothèse conjointe

V. Dent à tenon.

- Couronne jacket :

En. jacket crown

Prothèse conjointe

Reconstruction entièrement en matériau cosmétique (résine composite ou céramique)  
sans infrastructure métallique

Ce type de couronne est plus esthétique que la couronne céramo-métallique.

"La couronne jacket semble profiter d'un regain d'intérêt suscité, semble-t-il, par les nouveaux procédés "tout céramique".

Note : On trouve le mot "jacket" écrit avec une majuscule.

V. Couronne, couronne céramo-métallique.

- Cuisson de connexion :

En. first bake

Cuisson

Liaison sous l'action de la chaleur de deux matériaux différents dont le coefficient d'expansion thermique est compatible.

"Une cuisson de connexion permet d'obtenir une liaison optimale entre le noyau dentinaire et le matériau de stratification."

Syn. Première cuisson de la céramique.

- Cuisson d'infiltration :

En. Infiltration firing

Procédé IN CERAM

Deuxième cuisson qui sert à renforcer l'armature avec un verre teint qui comble les porosités.

- Cylindre :

En. cylinder

Préparation de l'armature

Moule pour couler le revêtement.

"Après une heure, la manchette de papier est retirée de la base du cylindre."

- Dégazage :

En. Degassing

Traitement de l'armature

Calcination des débris organiques à la surface des armatures céramo-métalliques.

Pour les alliages non précieux, un nettoyage des surfaces devant être recouvertes de céramique s'effectue par sablage à l'aide d'un jet de particule d'alumine. Il est suivi d'un traitement thermique qui permet à la fois le dégazage et la formation d'une couche d'oxydes superficiels.

V. Oxyde métallique.

- Dent à tenon :

En. post crown, Richmond crown .

Prothèse conjointe

Couronne prothétique dont la rétention se fait grâce à un tenon radiculaire.

Syn. Couronne de Richmond.

V. Tenon, rétention.

- Dentine :

En. dentin

Montage du cosmétique

Couche de céramique recréant la dentine naturelle.

La dentine naturelle ou ivoire est le principal constituant de la dent.

La dentine est recouverte d'émail et en son centre se trouve la cavité pulpaire.

"Cette première couche de dentine est déposée sur l'opaque, elle est donc plus saturée, elle doit englober l'armature."

- Dentine-opaque :

En. Opaque-dentin

Montage du cosmétique

Couche de céramique plus opaque que la dentine pour masquer l'armature ou enlever la luminosité de certains endroits.

"La poudre utilisée est celle des dentines opaques Ivoclar."

V. Dentine, armature, luminosité.

- Dérochage :

En. Oxidation

Traitement de l'armature

Opération visant à débarrasser la surface de la pièce coulée des oxydes superficiels dans une solution acide dont la nature et la température sont appropriées à l'alliage utilisé.

"Le dérochage est l'opération qui consiste à débarrasser la surface de la pièce coulée des résidus de combustion."

- Die :

En. Die

Préparation du modèle

Section du modèle comprenant la réplique de la dent taillée et servant de référence pour l'élaboration de la fausse dent.

"Il faut veiller à ne pas surchauffer la céramique et à placer avec précaution l'objet céramique sur le "die".

Syn. Modèle positif unitaire ou M.P.U. (l. m.).

- Duplicata :

En. Duplicate model

Préparation du modèle

Copie de travail.

Le maître-modèle est conservé pour les essayages et l'on crée un duplicata afin de travailler dessus.

Un duplicata en matériau spécial est utilisé pour le procédé IN CERAM.

V. Maître-modèle.



- Emboxage :

En. Boxing

Préparation du modèle

Coffrage d'une empreinte avant la coulée.

- Empreinte :

En. Impression

Préparation du modèle

Moule en creux des dents et des tissus buccaux servant de moule au prothésiste pour réaliser le maître modèle.

À partir de l'empreinte un modèle en plâtre dur est coulé.

V. Maître-modèle.

- Epaulement :

En. Margin, shoulder

Préparation du modèle.

Zone du moignon servant de but à la restauration.

- Estampage :

En. stamping, swaging

Préparation de l'armature

Façonnage à froid d'un alliage ou d'un métal par compression entre des moules en creux (matrices) et en relief (patrices).

L'estampage permet de façonner la feuille métallique d'infrastructure.

- Facette :

En. Laminated veneer

Reconstitution céramique collée

Élément prothétique pour restaurer la face antérieure d'une dent.

Les formes des contours des préparations pour les facettes collées sont identiques pour tous les types de céramiques.

- Fausse gencive :

En. Soft tissue, soft gingiva

Couche de résine molle utilisée sur le maître-modèle afin de visualiser les gencives du patient.

"Il est nécessaire d'avoir des fausses gencives amovibles, le travail du céramiste est beaucoup plus facile."

Syn. Fausse gencive de visualisation.

- Fausse gencive de visualisation :

Préparation du modèle

V. Fausse gencive.

- Faux moignon :

En. Inlay-core, abutment

Prothèse conjointe

Reconstitution coulée comportant un ou plusieurs tenons radiculaires et permettant en l'absence de moignon naturel de réaliser une couronne prothétique.

"Les dents adjacentes sont claires et opaques, indication de choix pour une couronne céramo-métallique sur cette incisive re-constituée avec un faux moignon métallique."

Syn. Inlay-core.

V. Tenon, couronne.

- Feuille métallique d'infrastructure :

En. Infrastructure metal foil

Préparation de l'armature

Feuille d'alliages laminés servant à l'élaboration de l'infrastructure céramo-métallique, qui consiste à utiliser comme support des feuilles d'or ou de platine adaptées et brunies sur le die ou estampées.

La céramique utilisée pour émailler les feuilles d'or est une céramique feldspathique tandis que les feuilles de platine nécessitent l'emploi d'une céramique alumineuse.

V. Céramique alumineuse, céramique feldspathique, die.

- Fluage :

En. Creep

Masse épaulement

Déformation d'un matériau soumis à une contrainte.

La cuisson des céramiques cosmétiques entraîne souvent leur fluage.

- Forces de Van der Waals :

En. van der Waal's forces

Liaison céramo-métallique

Liaisons inter-moléculaires qui s'établissent entre des molécules électriquement asymétriques, soit en permanence, soit de manière occasionnelle en fonction du mouvement des électrons autour du noyau.

Ils sont identiques à ceux intervenant dans les phénomènes d'adhérence, c'est-à-dire le mouillage du métal par la céramique visqueuse et les forces de liaison purement physiques (force de Van der Waals).

- Frittage :

En. sintering

Procédé IN CERAM

Vitrification préparatoire de la poudre céramique pour en éliminer certaines substances.

La poudre d'alliage est frittée sur un modèle en revêtement réfractaire.

Lors du frittage, la résine se calcine et produit de la silice.

V. Vitrification.

- Glaçage :

En. Glazing, glaze-firing

Finition de la céramique

Cuisson finale de vitrification de la surface de la couronne.

"Lorsqu'une belle translucidité est obtenue dès la première cuisson, la priorité du céramiste devient dès lors de la préserver à travers la seconde cuisson et le glaçage."

Le glaçage est une cuisson de finition.

V. Glazure, vitrification, couronne.

- Glaçage mécanique :

Glaçage

V. Polissage.

- Glaçure :

Glaçage

V. Glazure.

- Glazure :

En. Glaze powder, glazing porcelain

Glaçage

Poudre céramique appliquée sur la couronne après le montage de la céramique avant cuisson.

Son point de fusion étant plus bas que la céramique, elle permet un glaçage à moindre température.

ISO 6872 : D'après cette norme (NF S91-221), "la température du degré de fusion de la glaçure est atteint lorsque le glaçage obtenu est cliniquement et esthétiquement acceptable".

Note : Le terme anglicisé de "glazure" est davantage utilisé que "glaçure".

Syn. Glaçure.

V. Glaçage.

- Incisal :

En. Incisal porcelain

Montage du cosmétique, construction de l'émail

Couche de céramique reproduisant l'émail naturel des dents.

"La progression mésio-distale de l'incisal au tiers incisif est une alternance de bandes d'incisal mélangé à 10% de blanc, d'incisal mélangé à du translucide et de translucide pur."

ISO 6872 : D'après cette norme (NF S91-221), la céramique-émail est "une céramique de recouvrement translucide et légèrement pigmentée, utilisée sur une base de céramique-dentine pour simuler l'émail de la dent naturelle".

Syn. Masse incisale.

- Infrastructure :

Support de prothèse

V. Armature.

- Inlay :

En. inlay

Élément prothétique

Élément de reconstitution d'une partie de la dent ayant une forme mâle.

Note : L'équivalent français est "incrustation" mais l'usage semble avoir consacré l'emploi du terme anglo-saxon.

- Inlay-core :

Prothèse conjointe

V. Faux moignon.

- Intensif :

En. intensive porcelain

Montage du cosmétique

Colorant utilisé en stratification afin de personnaliser la dent.

"Nous préférons dans la plupart des cas utiliser des intensifs de dentines pour restituer toutes les colorations internes, mais ceci est possible si nous disposons toujours au moins d'un millimètre et demi de céramique."

Syn. Masse intensive.

V. Stratification.

- Inter :

Bridge

V. Pontic.

- Lait d'opaque :

En. Wash opaque, slurry coat

Traitement du métal

Préparation de poudre céramique de saturation appliquée directement sur l'armature métallique qui sert de liant entre celle-ci et l'or de recouvrement ou l'opaque.

"Le lait d'opaque n'a pas pour but de masquer l'armature avec sa seule couche, il est tout simplement le liant avec l'infrastructure et le support de l'or de recouvrement."

V. Saturation, armature, or de recouvrement, opaque.

- Liaison céramo-métallique :

En. metal ceramic bond

Physique

Forces d'adhésion qui unissent la porcelaine au métal.

La liaison ne pose pas de problème au niveau des alliages précieux et de certains alliages semi-précieux. En revanche, l'utilisation d'alliages nécessite une technique adaptée à leur composition.

"Si cette liaison (céramo-métal) passe obligatoirement par l'oxydation métallique, il faut savoir que trois forces d'attraction unissent la porcelaine au métal : la liaison physique (forces de Van der Waals), une liaison chimique et une liaison mécanique."

- Luminosité :

En. Luminosity

Optique

Dimensions de la couleur

Réflexion de la lumière qui détermine le caractère plus ou moins sombre d'une couleur.

"Le noir a une luminosité zéro et le blanc la luminosité maximum."

- Maître-modèle :

En. master model

Préparation du modèle

Reproduction, après moulage de l'empreinte, des tissus bucco-dentaires, en plâtre ou autre matériau de réplique.

Le maître-modèle est coulé en (une galvanoplastie est possible) ou en résine époxy.

Syn. Modèle de travail.

V. Empreinte.

- Mamelon :

En. Mamelon

Montage du cosmétique

Corne dentinaire bien délimitée en transparence sur le bord libre des dents jeunes.

"Les masses mamelons, plus opaques que les dentines de base, sont intéressantes pour souligner les découpes incisales de dentine."

"Lorsqu'un effet de mamelon est décelé, une configuration de la dentine en forme de trident créera un contraste plus marqué avec l'émail."

- Maquillant de surface :

En. Stain

Montage du cosmétique

Céramique colorante utilisée afin de personnaliser le corps et la surface de la dent.

"Les maquillants de surface sont des oxydes métalliques et sont donc réflexifs."

"Le système de haute technologie IPS EMPRESS se compose du four EP 500, de la céramique renforcée à la leucite, de maquillants dentinaires et de caractérisation spéciaux..."

Note : Le terme anglais "stain" est parfois utilisé.

Syn. Colorant de surface.

V. Oxydes métalliques, IPS EMPRESS.

- Masse collet :

En. Cervical porcelain, cervix-colored porcelain

Montage de la céramique

Couche de céramique plus colorée que la dentine pour réaliser le collet des dents et qui reproduit la couleur des racines.

V. Dentine.

- Masse épaulement :

En. Shoulder porcelain, margin porcelain

Montage du cosmétique

Couche de céramique à très faible fluage qui remplace la partie métallique au niveau de l'épaulement vestibulaire.

"La masse épaulement est mêlée avec le liquide pour joint céramique."

V. Fluage, épaulement.

- Masse incisale :

Montage du cosmétique

V. Incisal.

- Masse intensive :

Montage du cosmétique

V. Intensif.

- Masse neutre :

Montage du cosmétique

V. Neutre.

- Masse translucide :

Montage du cosmétique

V. Translucide.

- Masse transparente :

Montage du cosmétique

V. Transparent.



- Méthode de la cire perdue :

En. Lost-wax method

Élaboration d'une prothèse

Technique de remplacement d'une maquette en cire par un autre matériau coulé ou pressé par élimination de la cire formant un moule en creux.

Les matériaux peuvent être de la céramique, des alliages ou de la résine.

- Mise de dépouille :

En. to remove the undercuts, to fill in the undercuts

Traitement du modèle

Lissage des préparations pour supprimer les contre-dépouilles.

"Le maître-modèle est traité de façon classique : recherche de l'axe d'insertion, des zones de rétention, de dépouille, mise de dépouille."

V. Contre-dépouille, maître-modèle, rétention.

- Mise en revêtement :

En. Investing

Préparation de l'armature

Coulée dans le cylindre d'un revêtement sur les éléments sculptés en cire.

Cette étape de la coulée de la cire perdue fait intervenir la tige de coulée, la nourrice et le cylindre.

"Il est important de noter que lors de la mise en revêtement d'un seul objet (inlay), il faut ajouter un objet factice pour s'assurer que la mesure du temps de parcours s'active."

V. Cylindre, coulée à la cire perdue, tige de coulée, nourrice.

- Modelage de la céramique :

Montage du cosmétique

V. Stratification.

- Modèle de travail :

Préparation du modèle

V. Maître-modèle.

- Modèle positif unitaire (MPU) :

Préparation du modèle

V. Die.

- Mordançage :

En. Etching

Rétention chimique

Attaque chimique d'une surface à coller pour accroître la rétention.

Les alliages non précieux se mordancent avec des gels d'acide nitrique. Les céramiques avec de l'acide fluorhydrique.

C'est une opération simple, il suffit d'appliquer le gel de mordançage pour la céramique sur toute la partie qui sera en contact avec la dent.

"Du fait de la structure du matériau, le mordançage des faces intérieures n'est nécessaire que sur les facettes."

V. Rétention.

- Montage de la céramique :

Montage du cosmétique

V. Stratification.

- Mouillage :

En. Watering

Liaison céramo-métallique

Élimination de l'interface entre un liquide et un solide.

L'opaque "mouille" le métal lors de la cuisson du lait d'opaque.

Ils sont identiques à ceux intervenant dans les phénomènes d'adhérence, c'est-à-dire le mouillage du métal par la céramique visqueuse.

- Neutre :

En. Neutral

Montage du cosmétique

Poudre de céramique incolore pour dessaturer.

"La masse neutre est mélangée avec le liquide de glaçage et de maquillage, on applique ensuite ce mélange jusqu'à environ 1 mm du bord cervical."

"La troisième dentine est un mélange de dentine de base de la couleur choisie à 50% avec du neutre ID1."

Syn. Masse neutre.

- Nourrice de coulée :

En. casting reservoir

Préparation de l'armature

Réservoir qui assure l'alimentation de la pièce à couler et qui fournit le métal en fusion destiné à compenser la contraction due à la solidification.

La nourrice de coulée permet d'éviter que la rétraction du métal se fasse dans la pièce coulée.

La nourrice de coulée est en contact avec les tiges de coulée.

- Onlay :

En. onlay

Élément prothétique

Élément de reconstitution d'une partie de la dent ayant une forme plate ou femelle.

L'onlay est généralement utilisé pour des délabrements plus importants : les restaurations effectuées sont plus recouvrantes que pour les inlays.

Note : Il n'existe pas d'équivalent simple en français ; aussi, l'usage a consacré l'emploi du terme anglo-saxon.

- Opalescence :

En. Opalescence

Optique

Modification du spectre lumineux au passage dans un milieu opalin qui tire la lumière transmise du bleu à l'orange.

Pour recréer ce phénomène dans la céramique, il importe que l'écart entre les coefficients de réfraction de la matrice et des microparticules en suspension soit aussi grand que possible pour favoriser une réflexion importante des ondes courtes.

"L'émail peut avoir plusieurs aspects caractéristiques : l'opalescence se stimule par un mélange d'émail, de blanc et de bleu et accessoirement de gris et de violet."

"Toutes les céramiques opales à base de leucite reproduisent cet effet par l'inclusion de pigments bleus, mais elles ne peuvent restituer l'opalescence naturelle qui se caractérise par un effet orangé."

- Opaque :

En. Opaque

Traitement du métal

Couche de céramique hautement réfléchissante en matériau ne laissant pas passer la lumière qui cache le métal de l'armature.

ISO 6872 : D'après cette norme (NF 91-221), "la température du degré de fusion de l'opaque est atteinte lorsque le retrait de cuisson est terminé."

"Cette couche d'opaque est de la couleur choisie lors de la prise d'empreinte."

V. Armature.

- Or de recouvrement :

En. Gold metal conditioner, gold bonding agent

Traitement du métal

Pellicule à teneur élevée en or recouvrant le lait d'opaque qui modifie la couleur de l'armature avant la stratification.

"Pour éliminer tout effet de gris à travers l'opaque, nous utilisons un or de recouvrement."

V. Lait d'opaque, armature, stratification.

- Oxyde métallique :

En. Metal oxide

Chimie

Molécule de métal oxydé.

Toutes les céramiques dentaires sont constituées d'oxydes métalliques.

"Les maillants de surface sont des oxydes métalliques et sont donc réfléchissants."

- Pilier :

En. Abutment

Bridge

Appui naturel ou implantaire par lequel la force occlusale est transmise à l'os.

- Polissage :

En. polishing

Glaçage

Unification et brillantage de la surface de la dent par abrasion fine.

Le polissage demande un glaçage thermique incomplet.

"Le polissage mécanique intéresse les lignes de transition, les bombés vestibulaires ainsi que les bords incisifs de façon à individualiser leur texture."

"L'ajustement occlusal terminé, entreprendre le polissage qui se fera à la meulette, au crayon caoutchouc dans un premier temps, à la brosse enduite de pâte abrasive dans un deuxième temps."

Syn. Glaçage mécanique.

V. Glaçage.

- Pont :

Prothèse conjointe plurale

V. Bridge.

- Pontic :

En. pontic

Bridge

Élément prothétique situé entre les dents piliers.

Il est recommandé de faire des pontics contra-muqueux en respectant le volume de la muqueuse plutôt que des supra-muqueux.

Syn. Inter.

V. Pilier.

- Porcelaine :

Montage du cosmétique

V. Céramique cosmétique.

- Première cuisson de la céramique :

Cuisson

V. Cuisson de connexion.

- Pressée :

En. Pressing

Préparation de l'armature

Introduction d'un matériau fondu dans l'espace libéré par la cire par pression d'un piston.

"La pressée s'effectue en général sous une pression de 305 bars."

- Procédé IN CERAM :

En. IN CERAM process, slip-casting

Élaboration d'une céramo-céramique

Méthode d'élaboration d'une infrastructure à haute teneur en  $Al_2O_3$  frittée en phase solide et infiltrée secondairement avec un verre coloré.

Syn. Coulée en barbotine.

V. Infiltrée.

- Prothèse conjointe :

En. Fixed prosthesis

Prothèse dentaire

Prothèse appui dentaire fixée aux dents restantes sur les points d'appui.

Les éléments ou pièces artificielles en prothèse conjointe, peuvent remplacer : des portions de dents (inlay ou onlay), la partie périphérique des dents (couronne), les dents absentes (éléments intermédiaires de bridge).

"Une prothèse conjointe est intégrée en permanence dans la bouche du patient à la différence de la prothèse adjointe."

"La prothèse fixe (ou fixée) appelée également prothèse conjointe ou scellée."

V. Inlay , onlay, couronne , bridge.

- Résine époxy :

En. Epoxy resin

Préparation du modèle

Résine durcissable possédant des caractéristiques uniques en termes d'adhésion, de stabilité chimique et de résistance.

Le maître-modèle est coulé en plâtre (une galvanoplastie est possible) ou en résine époxy.

- Rétention :

En. Retention

Liaisons physique et chimique

Qualité de tenue d'un matériau sur une dent.

La rétention est obtenue par le mordantage, la silanisation ou de façon mécanique (grillage, billes).

"La rétention est une notion plurifactorielle dans laquelle interviennent la géométrie de la préparation (convergence des faces de la préparation), la surface développée, l'insertion passive et le micro-clavetage des produits de scellement."

V. Mordantage, Silanisation.

- Rétraction :

En. Retraction

Cuisson

Phénomène de retrait de la plupart des métaux et alliages qui diminuent de volume.

Les techniques classiques de cuisson de la céramique ne permettent pas d'éviter la rétraction. Elle est due à la diminution de surface des ménisques de la phase liquide et à l'évolution du système vers l'état d'énergie libre minimale sous l'effet de la diffusion atomique à haute température.

Lors de la rétraction on observe une diminution de volume de la dent.

- Sablage :

En. Sandblasting, blasting

Traitement de surface

Traitement de surface par projection de grains de sable avec de l'air comprimé.

Pour les alliages non précieux, un nettoyage des surfaces devant être recouvertes de céramique s'effectue par sablage à l'aide d'un jet de particule d'alumine de 50 µm.

- Saturation :

En. Saturation

Optique, dimensions de la couleur

Degré de concentration de la teinte.

"Les modifications d'opacité sont indiquées lorsque l'épaisseur de céramique est réduite ou lorsque l'on désire accentuer l'effet de profondeur ou de saturation de la teinte, ainsi que lorsque la brillance doit être atténuée."

"La saturation d'une dent orange est plus élevée que celle d'une dent jaune."

- Silanisation :

En. Silanization

Rétention chimique

Application de silane visant à coupler la résistance à la traction de la liaison entre la céramique et le polymère de collage.

La silanisation consiste en une simple application au pinceau d'une fine couche de silane qui doit se faire extemporanément pendant la phase clinique du collage.



- Stratification :

En. Porcelain build-up

Montage du cosmétique

Modelage de la céramique par couches superposées.

"Quand nous réalisons nos travaux, nous appliquons en association la méthode de stratification."

Syn. Modelage de la céramique, montage de la céramique.

- Système IPS EMPRESS :

En. IPS EMPRESS system

Elaboration d'une céramo-céramique

Procédé de pressée d'une céramique renforcée à la leucite à haute température faisant appel à la méthode de la cire perdue.

Ce procédé mis au point par IVOCLAR a la particularité de proposer deux techniques de finition : la technique de stratification pour la restauration des antérieures et la technique de maquillage pour la restauration des postérieures.

"Le système IPS-EMPRESS permet de réaliser des couronnes, des inlays/onlays, des facettes."

V. Méthode de la cire perdue, stratification.

- Technique de cire ajoutée :

En. Wax-up technique

Elaboration de la maquette en cire

Technique de sculpture de la maquette en cire au laboratoire, par adjonctions successives de petites quantités de cire.

Le wax up ou technique de cire ajoutée a pour but la réalisation de la maquette en cire au laboratoire.

"Cette méthode s'oppose aux techniques ou sculptures soustractives."

Syn. Technique par addition.

- Technique par électro-déposition :

En. Electrodeposition technique

Préparation de l'armature

Méthode qui consiste à poser électrochimiquement une couche d'or sur un duplicata en plâtre du die original rendu conducteur par une fine couche de poudre d'argent.

L'infrastructure métallique peut être, entre autres méthodes, élaborée par usinage ou électro-déposition.

V. Duplicata, die.

- Teinte :

En. Shade

Optique, dimensions de la couleur

Longueur d'onde résultante d'une couleur dans le spectre.

"Quand nous disons par exemple qu'une dent est jaune ou orange, nous décrivons sa teinte."

- Tenon :

En. Post

Dent à tenon

Le tenon est la partie mâle qui correspond à la partie femelle : la mortaise.

"La C.I.V. peut être soit creuse, soit pleine, donc de substitution et à tenon (couronne tenon monobloc)."

- Tige de coulée :

En. Sprues

Préparation de l'armature

Fil de cire placé à la surface de la maquette en cire pour ménager un conduit permettant au matériau de remplacement de s'écouler.

"Les tiges de coulée doivent avoir une longueur d'environ 6 à 8 mm."

V. Cylindre.

▪ Translucide :

En. Translucent porcelain

Montage du cosmétique, construction de l'émail

Couche céramique se laissant traverser par la lumière et appliquée sur toute la surface de la couronne.

"C'est pour cela que nous utilisons les poudres de la gamme Ivoclar : des couleurs plus franches, moins chargées en gris, mais surtout une palette de translucides ne se différenciant pas uniquement par leur luminosité mais aussi par leur différence de teintes."

Syn. Masse translucide.

V. Email, couronne.

▪ Transparent :

En. Transparent porcelain

Montage du cosmétique, construction de l'émail

Couche céramique se laissant aisément traverser par la lumière et appliquée sur toute la surface de la couronne.

Note : La confusion entre "transparent" et "translucide" est fréquente.

Syn. Masse transparente.

V. Email, Couronne.

▪ Travée :

En. Pontic area

Bridge

Espace entre les dents piliers où est placé le pontique.

Veneer n.m.

Prothèse conjointe

V. Couronne à incrustation vestibulaire.

- Vernis espaceur :

En. Spacer

Préparation du modèle

Laque acrylique utilisée sur le die afin de créer un espace pour le ciment de scellement.

"Comme vernis durcisseur, nous utilisons de la cyanolite, c'est seulement ensuite que nous passons une première couche d'un vernis espaceur gris et une deuxième couche d'un vernis espaceur doré."

V. Die.

- Vitrification :

En. Vitrification

Glaçage

Augmentation de la proportion de verre dans la céramique par chauffage.

Une exposition trop prolongée au vide peut provoquer des éclats, de même que des cycles effectués à des températures trop élevées produiront une vitrification et une tonalité grise de la céramique.

- Vitrocéramique :

En. glass ceramic

Céramique dentaire

Matériau mis en forme à l'état de verre qui subit un traitement thermique de cristallisation volontaire contrôlé et partiel.

"Les vitrocéramiques sont des matériaux obtenus à partir de verres qui subissent un traitement thermique de cristallisation contrôlée et partielle."

## **REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES**

- 1. ABOZENANDA T.**  
In vitro wear of restorative dental materials.  
Dental Materials 2006;**22**:1693.
  
- 2. ALLARD Y.**  
Une nouvelle céramique: l'Empress.  
Réal Clin 1991;**2**(4):477-488.
  
- 3. ALTSCHULER BR.**  
Holodontography: an introduction to dental laser holodontography.  
National Technical Information Service, 1973.
  
- 4. ASSOCIATION DENTAIRE FRANCAISE**  
Les alliages dentaires  
Dossiers ADF 2005:39–56.
  
- 5. ASSOCIATION DENTAIRE FRANCAISE**  
Les céramocéramiques  
Dossiers ADF 2005:7–57.
  
- 6. AUDIBRAN J.**  
Traité historique et pratique sur les dents artificielles et incorruptibles, contenant les  
procédés de fabrication et d'application.  
Paris:Méquignon-Marvis, Croullebois, 1821.
  
- 7. BAILLY F.**  
L'implant Zircone ZIR-ROC vissé et les restaurations tout-céramique.  
Stratégie Prothétique 2007;**7**(5):385-394.
  
- 8. BARNFATHER KDP et BRUNTON P.A.**  
Restoration of the upper dental arch using Lava all-ceramic crown and bridgework.  
Brit Dent 2007;**202**:731–735.

- 9. BARTALA M.**  
Scellement ou collage? Le choix raisonné.  
Cah Prothèse 2002;**117**:67–82.
- 10. BERRADA I, EL MOHTARIM B, EL BERNOUSSI J.**  
Couronnes tout céramique, règles de préparation et mode d'assemblage.  
Cah Prothèse 2007;**139**:51-60.
- 11. BEZZON O & coll.**  
Effect of casting technique on surface roughness and consequent mass loss after polishing of NiCr and CoCr base metal alloys: a comparative study with titanium.  
J Prosthet Dent 2004;**92**(5):274-277.
- 12. BOURELLY G, PRASAD A.**  
Le procédé Optec HSP : concept et mise en œuvre au laboratoire.  
Cah Prothèse 1989;**68**:93–102.
- 13. BRUNTON P Et coll.**  
Procera all-ceramic crowns: a new approach to an old problem?  
Brit Dent 1999;**186**(9):430-434.
- 14. BUIJS J.**  
Zircone: un matériau méconnu.  
Stratégie Prothétique 2003;**3**(1):39-43.
- 15. BURAK T & coll.**  
Two year clinical evaluation of lithia-disilicated-based all ceramic crowns and fixed partial dentures.  
Dent Mater 2006;**22**:1008-1013.
- 16. BURKE F.**  
Four year performance of dentine-bonded all-ceramic crowns.  
Brit Dent 2007;**202**(5);269-273.

- 17. CHICHE G et PINAULT A.**  
Esthétique et restauration des dents antérieures.  
Paris: CdP, 1994.
- 18. CHICHOYAN F et VANHEUSDEN A.**  
Bonded porcelain veneers.  
Revue Belge Med Dent 2006;**61**(1):47–64.
- 19. COMBRES Y et CHAMPIN B.**  
Traitements thermiques des alliages de titane.  
Tech Ingénieur 1995;**1335**:1–21.
- 20. CHRISTENSEN G.**  
Choosing an all-ceramic restorative material : Procelain-fused-to-metal or zirconia-based?  
J Am Dent Assoc 2007;**138**:662-665.
- 21. CONRAD H et coll.**  
Current ceramic materials and systems with clinical recommendations : a systematic review.  
J Prosthet Dent 2007;**98**(5):389–404.
- 22. CRAIG R et coll.**  
Dental materials : properties and manipulation, 7th Edition.  
St Louis, Missouri, Etats-Unis :Mosby, 2000.
- 23. DANIEL X.**  
Apport du CEREC InLab® à la réalisation de prothèses fixées unitaires et plurales.  
Stratégie Prothétique 2003;**3**(5):373–392.
- 24. DANIEL X, COURANT G.**  
InCeram® Zirconia : la nouvelle dimension céramo-céramique.  
Synergie Prothétique 1999;**1**(1):5-18.
- 25. DECLOQUEMENT C.**  
Les différents types de céramiques actuellement utilisables ou disponibles.  
Rev Odontostomatol 1989;**18**(5):372-382.

- 26. DEGUDENT® (Laboratoires)**  
Cercon eye, Cercon art 1.3 – Brochure d'information.  
<http://www.degudent.com>
- 27. DEKLERK E et ANDRIEU P.**  
Procera (NobelBiocare).  
Synergie Prothétique 2000;**2**(2):145–149.
- 28. DEVAUX G.**  
Les pharmaciens et la porcelaine.  
Bull Soc Pharm Bordeaux 2004;**143**:83-84.
- 29. DUBOIS DE CHEMANT N.**  
Dissertation sur les avantages des nouvelles dents et rateliers artificiels et incorruptibles et sans odeurs inventés par M. Dubois de Chémant.  
Paris: Gattey, 1788.
- 30. DWORAK G et FINGERLE D.**  
Ceramic materials for engines.  
Mater Sci 1987;**86**:170-178.
- 31. ESCLASSAN R et coll.**  
Réhabilitation esthétique par facette CEREC 3-3D en milieu hospitalier : temps par temps et précautions de réalisation.  
Stratégie prothétique 2007;**7**(3):165-173.
- 32. ETIENNE JM.**  
Système Procera.  
Inf Dent 2004;**86**(6):335.
- 33. FASBINDER D.**  
Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations.  
J Am Dent Assoc 2006;**137**:22S–30S.
- 34. FRADEANI M, AQUILANO A et CORRADO M.**  
Clinical experience with InCeram crowns: 5 year follow-up.  
Int J Periodont Rest Dent 2002;**22**(6):525-533.



- 35. FRANCISCHONE C, VASCONCELOS L.**  
Metal-free esthetic restorations: Procera concept.  
Paris : Quintessence,2003.
- 36. GHRENASSIA G, GUYONNET JJ, AUTHER A., et coll.**  
Le système CEREC, enquête de satisfaction patients/praticiens  
Cah Proth 2008;**141**:65–72
- 37. GIORDANO R.**  
Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations.  
J Am Dent Assoc 2006;**137**:14S–21S.
- 38. GOBERT C.**  
Polyvalence du système Wolceram.  
Stratégie Prothétique 2004;**4**(1):47–56.
- 39. GOUPIL A et GRYNFAS S.**  
Le système Digident, l'art dentaire à l'ère de la précision numérique.  
Stratégie Prothétique 2004;**4**(1):57–66.
- 40. GOURRIER Y & coll.**  
Le système DCS Precident.  
Stratégie Prothétique 2004;**4**(1):17-26.
- 41. GUAZZATO M et coll.**  
Mechanical properties of InCeram Alumina and InCeram Zirconia.  
Int J Prosthodont 2002;**15**:339-346.
- 42. GUYONNET JJ & coll.**  
Les alliages dentaires.  
Dossiers de l'ADF 2004,39–56.
- 43. HASELTON DR, DIAZ-ARNOLD AM et HILLIS SL**  
Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns.  
J Prosthet Dent 2000;**83**:396–401.

**44. HAUTE AUTORITE DE SANTE.**

Prothèses dentaires à infrastructure céramique.

Service évaluation des actes professionnels 2007.

<http://www.has-sante.fr>

**45. HE LASSIG et RA MULLER**

L'art dentaire, Histoire-Art-Culture.

Paris : Jacques Legrand, 1989.

**46. HEYBLUM JP.**

Wolceram®, Precident®, Digident®, Everest®, Pro50®, Lava®, Diadem®

Tech Dent 2003;200:24-42.

**47. IVOCCLAR VIVADENT (Laboratoires)**

IPS Empress 2 : Dossier pour le prothésiste dentaire.

Saint-Jorioz : Ivoclar France, 2003.

**48. JAICHANDAR S et TAMILPORAI P.**

Low heat rejection engines – An overview.

SAE Tech Series 2003;1:4-5.

**49. JOERG R & coll.**

Computer-aided design and fabrication of dental restorations ; current systems and future possibilities.

J Am Dent Assoc 2006;137:1289-1296.

**50. JONES D & coll.**

Un bref aperçu de la céramique dentaire.

J Can Dent Assoc 1998;64:648-650.

**51. KAMO R, KAKAWANI R et HADY W.**

Adiabatic Wankel-type rotary engine

SAE Technical Publication, 1986.

**52. KAVO (Laboratoires)**

Brochure d'information technique.

Kavo, dental excellence.

<http://www.kavo.com>

**53. KAVO (Laboratoires)**

Brochure d'information : Une diversité de matériaux inégalée.

Kavo, dental excellence.

<http://www.kavo.com>

**54. KELLY JR et DENRY I.**

Stabilized Zirconia as a structural ceramic : an overview.

Dent Mater 2007;**23**:1134.

<http://www.sciencedirect.com>

**55. KERSCHBAUM T.**

Langzeitüberlebensdauer von Zahnersatz : eine Übersicht.

Quintessenz 2004;**55**(10):1113-1126.

**56. LASSERRE JF, VAN VIET P et CHEVALIER JM.**

Restaurations céramiques du secteur antérieur: évolution et révolution dans les concepts.

Stratégie prothétique 2005;**5**(4):247-260.

**57. LAURENT M, ABOUDHARAM G, LAPLANCHE O, LABORDE G.**

Céramique sans armature métallique, quels procédés pour quelles indications?

Cah Prothèse 2002;**119**:7-15.

**58. LEGROS C et VANHEUSDEN A.**

Restaurations périphériques de type All-Ceram: Couronnes et Bridges

Revue Belge Med Dentaire 2006;**61**(1):30-46.

**59. LUX O, RICHELME J, VERMEULEN P.**

Les 3 dimensions de la teinte.

Prothèse Dent 1999;**151**:39-43.

**60. MAHIAT Y.**

Le système Diadem, ou le service en toute liberté.

Stratégie prothétique 2004;**4**(1):37-46.

**61. McLAREN E & coll.**

Material testing and layering techniques of a new two-phase all-glass veneering porcelain for bonded porcelain and high-alumina frameworks.

Quintessence Dent Technol 2003;**26**:1–13.

**62. McLAREN E et GIORDANO R.**

Zirconia-based ceramics : material properties, esthetics and layering techniques of a new veneering porcelain, VM9, high-alumina frameworks.

Quintessence Dent Technol 2005;**28**:1-12.

**63. MEYER JM, DEGRANGE M.**

Alliages Nickel-Chrome et alliages Cobalt-Chrome pour la prothèse dentaire.

Encycl Med Chir (Paris), Odontologie, 23065T10, 1992, 12p.

**64. MITOV G, LAUBAUER U, RABBO M et coll.**

Investigations of subcritical crack propagation of the Empress-II All-ceramic system.

Dent Mater 2007;**23**:1132.

**65. MOFFA J-P.**

Porcelain materials.

Adv Den Res 1988;**2**(1):3-6.

**66. MÖRMANN W.**

The evolution of the CEREC system.

J Am Dent Assoc 2006;**137**:7S–13S.

**67. MOULIN P, SOFFER E, DOUKHAN J.**

Alliages précieux en odontologie.

Encycl Med Chir, Odontologie, 23065P10, 1992, 12p.

- 68. MOUREAU T, BOUHY A, RAEPSAET N et VANHEUSDEN A.**  
Classification des céramiques en fonction de leur nature chimique et de leur méthode de production.  
Revue Belge Med Dent 2006;**61**(1):17–29.
- 69. NAKAMURA T. & coll.**  
Marginal and internal fit of CEREC 3 CAD/CAM all-ceramic crowns.  
Int J Prosthodont 2003;**16**(3):244-248.
- 70. ODEN A, ANDERSSON M, KRISTEK-ONDRACEK I., MAGNUSSON D.**  
Five year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns  
J Prosthet Dent 1998;**80**:450-456.
- 71. ODEN A., ARVIDSON K., ENGQUIST B.**  
Procera AllCeram bridges.  
Int J Prosthodont 1999;**12**(5):452.
- 72. OILO M, GJERDET N et TVINNEREIM H.**  
The firing procedure influences properties of a Zirconia core ceramic.  
Dental Mater 2007;**23**:1156.
- 73. PALACIOS R, JOHNSON G, PHILLIPS K et coll.**  
Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement.  
J Prosthet Dent 2006;**96**(2):104-113.
- 74. PEIXOTO R, PAULINELLI V, SANDER H et coll.**  
Light transmission through porcelain.  
Dental materials 2007;**23**:1363–1368.
- 75. POUJADE JM, ZERBIB C et SERRE D.**  
Céramiques dentaires.  
Encycl Med Chir, Odontologie,**1**,2004,16p.
- 76. RAIGRODSKI A, CHICHE G, POTIKET N Et coll.**  
The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental protheses : A prospective clinical pilot study.  
J Prosthet Dent 2006;**96**:237– 244.

**77. RAYNAL J.**

Reconstitution céramique d'une dent postérieure non vitale, apport de la CFAO directe bio-générique du CEREC 3D.

Stratégie Prothétique 2007;**7**(5):361–367.

**78. RAYNAL J.**

Reconstitution d'un angle incisif : apport du CEREC 3-3D.

Stratégie Prothétique 2006;**6**(2):97–106.

**79. RICHELME J et CASU JP.**

Apport de la nouvelle céramique IPS e.max dans les plans de traitement esthétiques.

Stratégie prothétique 2006;**6**(5):325–337.

**80. RICHELME J., CASU J.P.**

Apport de la nouvelle céramique IPS e.max dans les plans de traitement esthétiques (2<sup>e</sup> partie).

Stratégie Prothétique 2007,**7**(5):327–335.

**81. ROBBIANI E.**

Evaluation clinique sur 5 ans de couronnes Procera entièrement en céramique.

Cah Prothèse 1999,**105**(3):27–31.

**82. SADOUN M et FERRARI JL.**

Classification des céramiques dentaires.

Encycl Med Chir (Paris), Odontologie, 23065 G10, 1995, 10p.

**83. SAMAMA Y et OLLIER J.**

La prothèse céramocéramique et implantaire : le système Procera.  
Paris : Quintessence International, 2002.

**84. SANZ J, LOPEZ-BERMEJO M et RUEL-KELLERMANN M.**

Giuseppangelo Fonzi (1768 – 1840) : La vie d'un illustre dentiste.

Soc Fr Histoire Art Dent 2007;**12**:15–19.

- 85. SCHWEIGER M, HOLLAND W et FRANK M.**  
IPS Empress 2: a new pressable high-strength glass-ceramic for esthetic all-ceramic restorations.  
Quintessence Int 1999;**22**:143–151.
- 86. SMAY JE.**  
Colloidal inks for directed assembly of 3D periodic structures.  
Langmuir 2002;**18**(14):1639–1643.
- 87. SONG XF, YIN L et HAN YG.**  
Microfine finishing of a feldspar porcelain for dental prostheses.  
Med Eng Phys 2007;**22**:1344.  
<http://www.sciencedirect.com>
- 88. STRUB J, REKOW D, WITKOWSKI S.**  
Computer-aided design and fabrication of dental restorations : current systems and future possibilities.  
J Am Dent Assoc 2006;**137**:1289–1296.
- 89. SWINSON WE Jr.**  
Dental fitting process  
U.S. patent 3, 861 044, 1975
- 90. TASKONAK B. & SERTGOZ A.**  
Two-year clinical evaluation of lithia-disilicate-based all-ceramic crowns and fixed partial dentures.  
Dental Mater 2006;**22**:1008–1013.
- 91. THEPIN JC, MARTIN E et SOUCHET JM.**  
Le système Diadem: description et évaluation clinique.  
Stratégie Prothétique 2006;**6**(5):349–360.
- 92. THIRY M.**  
Le système Cercon.  
Stratégie Prothétique 2004;**4**(1):27–36.

- 93. THOMAS P, BARNSTORF S, SUMMER B et coll.**  
Klinik und polyklinik fur dermatologie und allergologie.  
Biomaterials 2003; **24**(6):959–966.
- 94. THOMSON J , STONER B et PIASCIK B.**  
Ceramics for restorative dentistry : critical aspect for fracture and fatigue resistance.  
Mater Sci Engineer 2007;**27**:565–569.
- 95. UNGER F.**  
La CFAO dentaire.  
Stratégie Prothétique 2003;**3**(5):347-351.
- 96. VEYRAT A.**  
Application des systèmes de conception et de fabrication assistées en odontologie : le système CEREC®.  
Thèse:3<sup>e</sup> cycle Sci Odontol, Tours, 2006.
- 97. VIENNOT S, DALARD F, MALQUARTI G et coll.**  
Combination fixed and removable prothese using a CoCr alloy : a clinical report.  
J Prosthet Dent 2006;**96**(2):100–103.
- 98. WALTER MH, WOLF BH et BOENING KW.**  
Six-year clinical performance of all-ceramic crowns with alumina cores.  
Int J Prosthodontic 2006;**19**(2):162–163.
- 99. YEO IS, YANG JH, LEE JB.**  
In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems.  
J Prosthet Dent 2003;**90**(5):459-464.
- 100. ZEBOULON S, RIHON P et SUTTOR D.**  
Le système Lava.  
Stratégie prothétique 2004;**4**(1):7–16.
- 101. ZINELIS S.**  
Effects of pressure of helium, argon, krypton and xenon on the porosity, microstructure, and mechanical properties of commercially pure titanium castings.  
J Prosthet Dent 2000;**84**:575–582.



- 102. ZITZMANN NU, MARINELLO CP et LUTHI H.**  
Le système entièrement céramique Procera AllCeram®.  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 1999;**109**:830–834.

## **TABLES DES ILLUSTRATIONS :**

### Liste des figures et illustrations :

Figure 1: Classification des principaux systèmes céramiques selon leur translucidité .....	72
Figure 2: Restauration prothétique plurale (6 éléments) réalisée avec le système Procera® ...	95
Figure 3: Restauration prothétique de 11 et 21 (Procera®).....	98
Figure 4: Restauration prothétique 6 éléments de 13 à 23 (Procera®) .....	99
Figure 5: Le système CEREC 2 (1994).....	108
Figure 6: Le système CEREC 3 (Unité de capture et de conception) (2000).....	108
Figure 7: Blocs céramiques VITABLOCS Triluxe Forte.....	111
Figure 8: Exemple d'image capturée par la caméra, avant modélisation 3D.....	114
Figure 9: Exemple de modèle 3D après scannage des données.....	115
Figure 10: Exemple de conception 3D de la future restauration prothétique .....	118
Figure 11: L'unité d'usage : CEREC Scan® .....	119
Figure 12: Cas clinique : Dents obturées à l'amalgame d'argent .....	124
Figure 13: Préparation des dents à restaurer, après dépose de l'amalgame .....	124
Figure 14: Pose de la restauration céramique .....	124
Figure 15: Cas clinique: restauration de 46 avec un onlaycéramique (CEREC®) .....	125
Figure 16: Dessin de la préparation d'une incisive pour facette cosmétique .....	129
Figure 17: Dessin d'une préparation d'une molaire pour onlay.....	132
Figure 18: Schéma des limites de préparation .....	134
Figure 19: Schéma de la réduction homotétique d'une incisive.....	134

Liste des tableaux :

Tableau 1: Classification des céramiques en fonction de la température de fusion.....	18
Tableau 2: Propriétés du zirconium.....	27
Tableau 3: Propriétés de la zircone .....	31
Tableau 4: Module d'élasticité des premières céramiques cosmétiques.....	45
Tableau 5: Classification des différents grades du titane "commercialement pur" .....	66
Tableau 6: Propriétés des principaux types de céramique .....	71
Tableau 7: Propriétés des différentes céramiques disponibles avec le système InCeram® .....	86
Tableau 8: Historique du système CEREC®.....	109
Tableau 9: Indications des principaux systèmes céramique existants.....	126
Tableau 10: Dimensions minimum des connections de bridge selon la distance inter-piliers	135
Tableau 11: Choix du scellement ou du collage, selon le système céramique .....	142
Tableau 12: Comparatif céramocéramique-céramométal.....	144

HUGEL (Guillaume) – Intérêt et limites des armatures céramiques en prothèse fixée.  
- 195 f ; ill. ; tabl. ; 102 ref. ; 30 cm. (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes; 2009)

#### RESUME

De nos jours, l'aspect esthétique des restaurations prothétiques dentaires prend une part de plus en plus importante dans les doléances des patients.

A travers la présentation des principaux systèmes existants, il apparaît que les systèmes tout-céramique sont en voie de se substituer aux méthodes céramométalliques, annihilant la présence de métal en bouche, tout en autorisant un résultat esthétique nettement supérieur.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT: Prothèse conjointe

DOMAINE BIBLIODENT : Prothèse

#### MOTS CLES MESH :

Prothèse dentaire – Céramiques – Zirconium – Matériaux dentaires  
Dental prothesis – Ceramics – Zirconium – Dental materials

#### MOTS CLES BIBLIODENT

Prothèse conjointe – Céramique - Céramique alumineuse – Zirconium – Conception  
Prothétique Informatisée

#### JURY

Président : Professeur Jean A.  
Directeur : Docteur Amouriq Y.  
Assesseur : Docteur Bodic F.  
Assesseur : Docteur Le Bars P.

#### ADRESSE DE L'AUTEUR

8 allée Duguay-Trouin – 44000 Nantes  
[ayrtonsl1@hotmail.com](mailto:ayrtonsl1@hotmail.com)