

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

Année 2004

Thèse n°26

LE POINT SUR LES COURONNES
CERAMO-CERAMIQUES

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE
DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée
et soutenue publiquement par :

Mademoiselle NORGUET Céline

Née le 08/01/1977

le 07/06/2004 devant le jury ci-dessous :

Président : Monsieur le Professeur B. GIUMELLI
Assesseurs : Monsieur le Professeur L. HAMEL
Monsieur le Docteur H. LOGET

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur Y. AMOURIQ

Remerciements

Je voudrais remercier les personnes suivantes qui m'ont accueillie au sein de leur laboratoire et qui m'ont ainsi éclairée sur le sujet :

Marc GREBERT, prothésiste dentaire à Nantes, spécialisé dans le système IPS Empress 2®.

Christophe BAUDRY (et son assistant), prothésiste dentaire à Nantes, spécialisé dans le système Procera®.

Monsieur PAGET, prothésiste dentaire à Nantes, spécialisé dans le système In-Ceram®.

Benoist PLOUHINEC, prothésiste dentaire à Rennes et responsable de formations au système Cerec®.

Je tiens également à remercier :

Xavier DANIEL, prothésiste dentaire à Paris, qui maîtrise depuis longtemps le procédé In-Ceram®, et Nadège VOITOT, pour leurs précieux renseignements.

Le Docteur Ludovic DESPUECH, que je remercie aussi bien pour les remarques qu'il a pu soumettre sur cette thèse que pour ses conseils en clinique.

Le Docteur Alain GORMEZANO, pour ses explications cliniques et ses photos.

Pierre CHELALA, Vanessa ORTIS, Vanessa MENUT et Harry LEVY, ainsi que leur éditeur, pour leur accord sur l'utilisation de leurs photos pour l'illustration de ma thèse.

Didier NOEL (Vita France), Didier CADIOU (Ivoclar Vivadent France) et Denis WADOWIK (Nobel Biocare France) pour les informations et les documents qu'ils m'ont fournis.

Et enfin, un grand merci à Pierre-Charles BACCON et à son acolyte, Rémi, pour les démonstrations de leur savoir-faire et de leur faire-savoir ...

TABLE DES MATIERES

<u>TABLE DES MATIERES</u>	1
<u>INTRODUCTION</u>	5
<u>1. HISTORIQUE</u>	6
<u>2. DEFINITION DES CERAMIQUES EN SCIENCE DES MATERIAUX et DEFINITION DES CERAMIQUES DENTAIRES</u>	8
2.1 Définition des céramiques en science des matériaux	8
2.1.1 Céramiques anciennes ou classiques	8
2.1.2 Céramiques nouvelles ou industrielles	8
2.2 Définition des céramiques dentaires	9
<u>3. CLASSIFICATION DES CERAMIQUES DENTAIRES</u>	10
3.1 Ancienne classification	10
3.2 Classification actuelle	10
3.2.1 Selon la nature chimique du matériau	10
3.2.1.1 Céramiques feldspathiques	10
3.2.1.1.1 Oxydes principaux	11
3.2.1.1.2 Oxydes modificateurs	11
3.2.1.1.3 Oxydes mineurs	11
3.2.1.2. Céramiques alumineuses	12
3.2.1.3 Vitrocéramiques	12
3.2.1.4 Céramiques à base de zircon	14
3.2.2 Selon le procédé de mise en forme	14
3.2.2.1 Cuisson sur revêtement	14
3.2.2.2 Céramiques injectées dans un moule	15
3.2.2.2.1 A basse température	15
3.2.2.2.2 A haute température	15
3.2.2.3 Coulée à la cire perdue et vitrocéramisation	16
3.2.2.4 Barbotine, frittage à 1120°C et infiltration de verre fondu	17
3.2.2.5 Elaboration par usinage	17
3.2.3 Selon la microstructure	21
3.2.4 Tableau récapitulatif	22

4. PROPRIETES DES CERAMIQUES DENTAIRES **23**

4.1 Propriétés mécaniques	23
4.1.1 Comportement mécanique	23
4.1.2 Module d'élasticité	23
4.1.3 Module de rupture en flexion	23
4.1.4 Ténacité	24
4.1.5 Fatigue	24
4.1.6 Résistance à la compression	25
4.1.7 Dureté et coefficient d'abrasion	25
4.1.8 Facteurs influençant la résistance mécanique	25
4.1.8.1 Taux de porosité	25
4.1.8.2 Température et cycle de cuisson	26
4.1.8.3 Contraintes internes	26
4.1.8.4 Microstructure	26
4.1.8.5 Etat de surface	26
4.1.9 Renforcement des céramiques	27
4.2 Propriétés chimiques	29
4.3 Propriétés physiques	29
4.3.1 Thermiques	29
4.3.2 Electriques	29
4.3.3 Optiques	29

5. DESCRIPTION DES PRINCIPAUX PROCEDES CERAMO-CERAMIQUES **31**

5.1 In-Ceram® **31**

5.1.1 Composition	31
5.1.2 Propriétés	31
5.1.2.1 Mécaniques	31
5.1.2.2 Optiques	32
5.1.2.3 Précision d'adaptation	33
5.1.2.4 Tableau récapitulatif	34
5.1.3 Protocole opératoire	34
5.1.3.1 Réalisations des préparations	34
5.1.3.1.1 Limites de préparations	34
5.1.3.1.2 Profils axiaux et réduction occlusale	38
5.1.3.1.3 Finitions	39
5.1.3.2 Empreintes	39
5.1.3.3 Choix de la teinte	39
5.1.3.4 Enregistrement des rapports inter-maxillaires	42
5.1.3.5 Réalisation de la couronne provisoire	42
5.1.3.6 Etapes de laboratoire, essayages cliniques et scellement ou collage	43
5.1.3.7 Reconstitutions corono-radiculaires en alumine-zircone	49
5.1.3.8 In-Ceram® sprint	50
5.1.3.9 In-Ceram® turbo sprint	50

5.1.4 Indications et contre-indications	51
5.1.4.1 Indications	51
5.1.4.2 Contre-indications	52
<u>5.2 IPS Empress 2 ®</u>	53
5.2.1 Evolution de l'IPS Empress® à l'IPS Empress 2®	53
5.2.2 Composition	53
5.2.3 Propriétés	55
5.2.3.1 Mécaniques	55
5.2.3.2 Optiques	58
5.2.3.3 Biocompatibilité	58
5.2.4 Protocole opératoire	58
5.2.4.1 Préparations	58
5.2.4.2 Empreintes, prise de teinte et réalisation de la prothèse provisoire	59
5.2.4.3 Réalisation de la chape et essayage clinique	59
5.2.4.4 Finitions	61
5.2.4.5 Collage ou scellement	64
5.2.4.6 Faux moignons céramisés, tenons Cosmopost® et technique Monoblok®	67
5.2.5 Indications et contre-indications	68
5.2.5.1 Indications	68
5.2.5.2 Contre-indications	68
<u>5.3 La CFAO</u>	70
5.3.1 Procera®AllCeram	70
5.3.1.1 Composition	71
5.3.1.2 Propriétés	71
5.3.1.2.1 Mécaniques	71
5.3.1.2.2 Optiques	72
5.3.1.2.3 Précision d'adaptation	72
5.3.1.3 Protocole opératoire	73
5.3.1.3.1 Etapes cliniques	73
5.3.1.3.2 Préparation du modèle au laboratoire	74
5.3.1.3.3 Séquence informatique	74
5.3.1.3.4 Fabrication de la cupule en alumine ou en zircone	77
5.3.1.3.5 Réalisation de la céramique cosmétique	78
5.3.1.3.6 Scellement ou collage	80
5.3.1.4 Indications et contre-indications	81
5.3.1.4.1 Indications	81
5.3.1.4.2 Contre-indications	81
5.3.2 Cerec 3®	82
5.3.2.1 Composition	82
5.3.2.2 Propriétés	84
5.3.2.3 Protocole opératoire	85
5.3.2.4 Indications et contre-indications	89
5.3.2.4.1 Indications	89
5.3.2.4.2 Contre-indications	89
<u>5.4 Avantages et inconvénients des principaux procédés céramo-céramiques</u>	90

<u>6. SYNTHÈSE COMPARATIVE</u>	91
6.1 Comparaison selon la microstructure	91
6.2 Comparaison selon les propriétés mécaniques	92
6.2.1 Tableau récapitulatif	92
6.2.2 Etudes comparatives	92
6.2.2.1 Etude de Chai et coll.	92
6.2.2.2 Etude d'Esquivel-Upshaw et coll.	93
6.2.2.3 Etude de Tinschert et coll.	93
6.3 Comparaison selon la précision d'adaptation	94
6.4 Comparaison selon les qualités esthétiques	95
6.5 Evaluations cliniques des principaux systèmes céramo-céramiques actuels	96
6.5.1 Méthodologie de la recherche bibliographique	96
6.5.2 Résultats de la recherche bibliographique	96
6.5.3 Analyse des résultats et discussion	104
6.5.4 Conclusion	107
6.6 Apports des discussions avec des prothésistes et des praticiens	109
6.7 Investissements financier et humain	110
<u>7. EVOLUTION DES PROCÉDES CÉRAMO-CÉRAMIQUES</u>	112
<u>CONCLUSION</u>	114
<u>REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES</u>	115
<u>TABLES DES FIGURES</u>	124

La thèse papier contient 19 photos non accessible dans ce format électronique

INTRODUCTION

Depuis plusieurs années, les inconvénients des systèmes céramo-métalliques (aspect inesthétique des chapes, coût des alliages précieux, mise en doute de la biocompatibilité des alliages à base de nickel, difficulté de mise en œuvre du titane) et la demande esthétique de plus en plus importante de la part des patients, incitent à orienter les recherches vers des restaurations sans métal pour la réalisation de prothèses fixées unitaires ou plurales.

Mais le recours aux prothèses céramo-céramiques se heurte d'abord à une nécessité de changer certaines habitudes pour aller dans le sens de la dentisterie adhésive et esthétique.

Le choix d'une technique céramo-céramique apporte de nombreux avantages esthétiques et biologiques. En effet, l'absence de chape métallique permet d'éviter une céramique opaque et permet donc une excellente transmission lumineuse ; la possibilité d'avoir une limite de préparation juxtagingivale (absence de liseré métallique) conduit à d'excellents résultats au niveau tissulaire d'où une très bonne biocompatibilité ; de plus, cette technique supprime les risques d'allergie aux métaux et aux alliages dentaires ainsi que ceux liés à leur corrosion.

Sur le plan mécanique, la céramique apparaît a priori plus fragile que les alliages ; mais c'est leur comportement qui est différent. En effet, ce caractère dit «fragile» de la céramique est dû essentiellement au fait qu'elle n'est en aucune façon plastique. Elle résiste donc jusqu'à ce que la contrainte de rupture soit atteinte. Cela lui confère, notamment si la céramique est à base de zircone, une résistance très élevée aux contraintes.

Par ailleurs, ces techniques tout céramique nécessitent une grande rigueur dans la réalisation clinique et leur indication doit être bien posée.

Les procédés céramo-céramiques tendent à se multiplier et le choix d'une technique est actuellement difficile. A côté des techniques plus traditionnelles, on voit apparaître de plus en plus de procédés basés sur la conception informatique et sur l'usinage industriel des chapes, grâce à l'évolution de la CFAO dentaire (Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur).

Après avoir exposé les principaux procédés actuels, nous nous attacherons aux résultats liés à leurs études cliniques pour ainsi établir la fiabilité des procédés tout céramique.

1. HISTORIQUE

Le mot céramique vient du grec «keramos» qui signifie poterie ou argile cuite.

L'homme connaît le feu depuis 400 000 ans et, un jour, le hasard a fait connaître la «matière brûlée» [96]. Les premiers exemples de réalisation de céramiques datent du néolithique et leur utilisation se limite aux objets de la vie quotidienne et artistique.

Les céramiques peintes voient le jour simultanément en Egypte et en Mésopotamie au quatrième millénaire. En Italie, les étrusques donnent l'apparence du métal à une céramique noircie dans sa masse, remplacée vers le troisième siècle avant Jésus-Christ par une poterie fine et rouge. L'idée de recouvrir la terre d'un enduit transparent ou opaque pour rendre la céramique imperméable remonte également à l'antiquité. Le Moyen-Orient musulman approfondit la connaissance des glaçures ; on lui doit aussi la découverte de l'émail stannifère, blanc et opaque, qui donnera naissance à la faïence.

La porcelaine inventée par les Chinois à l'époque Tang (618-907) est connue en Europe dès le Moyen-Âge, mais elle n'est importée en grandes quantités qu'à partir du seizième siècle par les Portugais. La porcelaine est obtenue par mélange d'argile blanche de Chine (kaolin) et de feldspath (silicate double d'aluminium et d'un métal alcalin ou alcalino-ferreux, à structure lamelleuse). En France, il faut attendre la découverte des gisements de kaolin à Saint-Yrieix (Limousin) pour entreprendre la fabrication de porcelaine, à Sèvres (1768) puis à Limoges (1771) et en région parisienne [55].

L'idée d'utiliser la porcelaine comme matériau dentaire est attribuée à un pharmacien du nom de Duchateau ; en effet, en 1774, il aurait eu le premier l'idée de faire remplacer sa prothèse qui se décolorait et sentait mauvais, par un appareil en porcelaine de la fabrique de porcelaine de Guérhard. Il faut remarquer qu'à cette époque la dent artificielle est rattachée aux dents voisines par des fils de soie ou de métal et que le matériau utilisé pour les prothèses peut être constitué de dents de cadavres, de dents animales, de dents d'ivoire ou de bois. Naturellement, la coloration de ce type de matériau organique s'altère facilement, il se carie et provoque des inflammations locales.

Satisfait de l'esthétique de sa prothèse, Alexis Duchateau en informa l'académie de chirurgie, mais celle-ci ne s'arrêta guère à cette communication. Seul le dentiste Nicolas Dubois de Chémant (1753-1824), qui sut emprunter sa recette au pharmacien, écrivit une thèse en 1788 sur les dents en porcelaine. La valeur de ce travail fut reconnue par la Société royale de médecine qui lui accorda un brevet pour 15 ans. Malgré son succès financier, Dubois de Chémant vendit le procédé à son collègue Jean-Baptiste Gariot. C'est la firme Ash and Sons qui, en 1837, devait produire, en suivant sa méthode, des dents à tube en porcelaine.

Giuseppangelo Fonzi (1768-1840), Italien établi à Paris, fut à l'origine d'un nouveau progrès. Au lieu de la prothèse constituée d'un seul morceau, il définit en 1808 une méthode permettant de fabriquer séparément des dents de porcelaine. Les dents «terro-métalliques» étaient munies d'un petit crampon de platine coulé dans la pâte et pouvaient être soudées sur des bases de métal [45]. Par la suite, Murphy réalise le premier «inlay» céramique ; mais c'est C.H. Land, qui, en 1887, réalise la première couronne jacket en céramique pour la restauration des dents fortement abîmées [30].

Les céramiques traditionnelles utilisées en dentisterie entre la fin des années 30 et le début des années 40 sont classées selon leur température de fusion ; on distingue les céramiques basse, moyenne et haute fusions.

L'apparition de la céramo-métallique élargi considérablement le champ d'application de la céramique dentaire en augmentant singulièrement la résistance des prothèses céramiques. Cette amélioration des propriétés mécaniques se fait au détriment des qualités principales de la céramique qui sont la tolérance biologique et le rendu esthétique. La présence de métal sous-jacent au matériau esthétique limite les possibilités de bonne adaptation de la prothèse à son support dentaire et complique la tâche du céramiste dans la reproduction de l'aspect.

Les recherches pour améliorer les constructions céramiques se font dans deux directions :

- soit augmenter la résistance mécanique du matériau céramique utilisé sans support métallique ;
- soit parfaire l'adaptation et le rendu esthétique du complexe céramo-métallique [67].

La définition de nouveaux protocoles d'élaboration autorise un meilleur rendu esthétique ; la céramique moyenne fusion est utilisée pour la réalisation des couronnes cuites sur matrice de platine ou de feuille d'or pur. En 1958, la mise au point par Weinstein de cette céramique basse fusion permet la réalisation de couronnes céramo-métalliques sur alliages précieux et en 1970 sur alliages non précieux.

En 1981, Raymond Leibowitch substitue à l'infrastructure classique un feuille d'or pur, brunie sur le modèle de travail. L'utilisation de ces «cupules d'or» permet de réduire les conséquences discolorantes des alliages d'or, et d'augmenter la place dévolue à la céramique cosmétique [81].

D'autres, comme Mac Lean, en 1965, proposent de renforcer la céramique sans support métallique avec une base alumineuse, c'est la mise au point de la couronne jacket céramo-alumineuse. La résistance mécanique obtenue marque un progrès non négligeable mais cette amélioration se fait au détriment du rendu esthétique (le noyau alumineux étant opaque) ou d'une majoration de la destruction dentaire ; d'autre part, ces couronnes sont plus fragiles et présentent parfois des défauts d'étanchéité au niveau du joint cervical [67].

D'autres systèmes utilisant des céramiques chimiquement différentes ou des procédés de mise en forme spécifiques sont proposés : couronnes jacket sur matrice de platine (Mac Lean et Sced, 1976), sur grilles (Perelmutter, 1981), en vitrocéramique coulée (procédés Dicor®, 1977 et Cerapearl®, 1985), en céramique alumineuse sans retrait (procédé Cerestore®, 1983), et en céramique renforcée à la leucite (procédé Optec®, 1986) [81].

2. DEFINITION DES CERAMIQUES

2.1 Définition des céramiques en science des matériaux

Actuellement, en science des matériaux, est considéré comme céramique tout matériau inorganique, non métallique, à liaison ionique ou covalente, mis en forme à partir d'une poudre dont la consolidation se fait par frittage (ou fusion), cristallisation ou prise hydraulique [30].

On trouve les céramiques traditionnelles ou classiques, d'une part, et les céramiques industrielles, d'autre part.

2.1.2 Les céramiques traditionnelles ou classiques

La base commune des pâtes céramiques traditionnelles – et leur élément plastifiant – est l'argile (silicate naturel), dont le type est le kaolin, employé dans les poteries blanches, la faïence fine et la porcelaine. On lui ajoute des éléments non plastiques : sable, quartz, pâte déjà cuite, des fondants (feldspath, craie), des opacifiants et des colorants.

On distingue parmi ces céramiques traditionnelles :

➤ les produits céramiques poreux :

- poteries à pâte perméable ;
- poteries à pâte perméable plus ou moins colorée par l'oxyde de fer : terres cuites, poteries vernissées, faïence stannifère recouverte d'émail opaque à base d'oxyde d'étain, masquant la couleur et la pâte ;
- produits réfractaires résistants aux hautes températures ;
- poteries à pâte perméable blanche et fine, cuisant à plus haute température que les terres cuites, et recouvertes d'un émail transparent : faïence fine, etc.

➤ Les produits céramiques imperméables :

- le grès ;
- les porcelaines dure et tendre ;
- la porcelaine sanitaire [55].

2.1.2 Les céramiques nouvelles ou industrielles

Grâce au développement de la science des matériaux sont apparues les céramiques nouvelles ou industrielles comportant des matériaux non silicates à base d'oxydes purs, de carbures, de nitrures, de borures, et de siliciures. Ces produits sont frittés à partir de poudres qui sont souvent au plan chimique des composés binaires [55].

Les nouvelles céramiques cherchent à allier la biocompatibilité et le potentiel esthétique des céramiques classiques avec une fragilité réduite.

Les principes qui conduisent à l'amélioration des caractéristiques mécaniques des nouvelles céramiques répondent à deux mécanismes principaux :

- la dispersion d'une haute teneur en phases cristallines dans la matrice vitreuse susceptibles de s'opposer à la propagation des fissures au sein du matériau ;
- et l'obtention par de nouveaux procédés de mise en forme, de céramiques au sens strict, essentiellement constituées d'alumine ou de zircon et qui servent d'infrastructures rigides et tenaces à une céramique feldspathique classique [21].

2. 2 Définition des céramiques dentaires

Au plan dentaire, on peut donner la définition suivante : «une céramique est un matériau chimiquement composé à 99 % d'oxydes (avec des traces de fluorures), mis en forme à partir d'une poudre dont la consolidation fait appel à un frittage en phase solide ou liquide».

On s'aperçoit que la plupart des matériaux céramiques utilisés en dentisterie sont principalement des verres chargés par une phase cristalline en plus ou moins grande quantité. Il serait donc plus exact d'utiliser le terme de «céramique vitreuse» car le principal constituant est un verre aluminosilicate alcalin.

La formation des microcristaux s'effectue à une température appropriée dans tout le volume du verre.

Ces nouvelles céramiques vitreuses permettent d'augmenter la solidité de la céramique et empêche la propagation des microfêlures de surface qui, sous une charge, se propagent et conduisent à la cassure [30].

3. CLASSIFICATION DES CERAMIQUES DENTAIRES

3.1 Ancienne classification

Il était classique de classer les différentes céramiques en fonction de leur température de fusion :

- **céramiques à haute fusion** (de 1280°C à 1390°C), uniquement utilisées pour la fabrication des dents artificielles préfabriquées du commerce employées en prothèse adjointe amovible ;
- **céramiques à moyenne fusion** (de 1090°C à 1260°C), employées pour la réalisation des couronnes jacket cuites sur matrice de platine ou sur revêtement ;
- **céramiques à basse fusion** (de 870°C à 1065°C), destinées principalement aux techniques d'émaillage des métaux (céramo-métalliques). Elles sont de loin les plus utilisées ;
- **céramiques à très basse fusion** (de 660°C à 780°C), utilisées dans la technique céramo-métallique pour l'émaillage d'alliages à base de titane ou d'or à bas intervalle de fusion, pour réaliser les joints céramique-dent, ou bien encore pour réparer les fractures ou des éclats. Utilisées seules, elles permettent la confection d'inlays, d'onlays céramiques ; commercialement, elle est appelée basse fusion.

A l'évidence, cette classification est insuffisante pour qualifier les systèmes céramiques modernes. Une classification réactualisée doit définir le matériau céramique et son procédé de mise en forme [30].

3.2 Classification actuelle

3.2.1 Selon la nature chimique du matériau

Les céramiques dentaires, presque exclusivement constituées d'oxydes, peuvent être classées en fonction de leur principal constituant.

On distinguera quatre catégories : les céramiques feldspathiques, les céramiques alumineuses, les vitrocéramiques et, plus récentes, les céramiques à base de zircone pure.

3.2.1.1 Les céramiques feldspathiques

Les céramiques feldspathiques d'ancienne génération sont généralement utilisées pour l'émaillage d'infrastructures métalliques.

La nouvelle génération comprend des matériaux renforcés par une haute teneur en leucite (combinaison de silice avec des oxydes de potassium et d'aluminium).

Ces céramiques présentent différentes expressions en fonction des procédés de mise en forme utilisés (cuisson sur revêtement ou injection).

Elles sont employées pour la confection de restaurations entièrement céramique car la leucite augmente le coefficient de dilatation thermique du matériau qui n'est plus apte à être appliqué sur un support métallique.

Ces céramiques sont représentées, entre autres, par la céramique cosmétique **Vitadur® N** créée en 1968 pour la jacket alumineuse de Mac Lean.

Il suffit d'énumérer les propriétés d'un verre feldspathique pour déterminer les raisons pour lesquelles on le choisit comme matière première des céramiques conventionnelles :

- transparence ;
- aptitude à la coloration et à l'opalisation ;
- résistances physico-chimique, mécanique et aux gradients thermiques ;
- adhérence à des supports variés ;
- possibilité de modifications appropriées en vue d'obtenir des propriétés déterminées.

Ces céramiques sont constituées d'oxydes principaux, d'oxydes modificateurs et d'oxydes mineurs.

3.2.1.1.1 Oxydes principaux

L'oxyde de silicium ou silice (SiO_2), c'est le constituant majeur de la matrice vitreuse de la céramique ; mais on le trouve également sous la forme cristalline de quartz en phases dispersées dans le verre.

L'oxyde d'aluminium ou alumine (Al_2O_3), participe à la constitution de la phase vitreuse dans une proportion n'excédant pas 10 %. Elle élève la température de ramollissement du verre, augmente sa tension superficielle et sa résistance mécanique, accroît son indice de réfraction, et diminue son hydrosolubilité.

L'alumine peut être également présente sous forme de phases cristallines dispersées provoquant une diminution de la translucidité du verre.

3.2.1.1.2 Oxydes modificateurs

Ce sont principalement des oxydes de cations alcalins monovalents tels que **l'oxyde de sodium** (Na_2O), **l'oxyde de potassium** (K_2O), et très rarement **l'oxyde de lithium** (Li_2O). Ils représentent de 10 à 17 % en poids de la céramique et interviennent essentiellement comme modificateurs de la composition de la matrice vitreuse.

3.2.1.1.3 Oxydes mineurs

Ce sont des fondants comme **l'oxyde de bore** (B_2O_3) qui abaisse la viscosité et la tension superficielle du verre.

Ce sont des opacifiants comme **l'oxyde de zirconium ou zircon** (ZrO_2), celui du **titane** (TiO_2) ou celui de **l'étain** (SnO_2).

Ces oxydes sont peu solubles dans le verre et du fait de leur indice de réfraction élevé vont masquer l'infrastructure métallique. Ils sont introduits dans les opaques sous formes de grains de 1 à 10 μm [30].

3.2.1.2 Les céramiques alumineuses

Ce type de matériau céramique comprend une proportion importante d'alumine dont le rôle est d'augmenter les propriétés mécaniques du produit.

Les céramiques d'infrastructures riches en alumine sont utilisées pour la réalisation d'un noyau de soutien à une céramique feldspathique classique [21].

On peut citer :

➤ **La céramique alumineuse de Mac Lean** à 40 % d'alumine ; elle sert d'infrastructure à une céramique cosmétique dont le coefficient de dilatation est compatible [30].

➤ **La céramique Cerestore®** à 65 % d'alumine, mise au point par Riley et Sozio en 1983. Le procédé consiste à substituer aux infrastructures céramo-métalliques des chapes à base d'alumine.

La majorité des composants est minérale, elle est ajoutée à une résine silicone et des plastifiants organiques [30].

La phase vitreuse résiduelle est constituée par un aluminosilicate alcalino-terreux (baryum et magnésium).

L'équivalent chez la firme Vita est représenté par le procédé Hi Ceram®. Ces deux procédés sont peu à peu abandonnés face aux nouvelles céramiques [30].

➤ **La céramique In-Ceram®** à 85 % d'alumine, inventée par Michaël Sadoun en 1985.

Dans ce système, deux autres céramiques ont vu le jour : l'In-Ceram® Spinell (formée de spinelle et d'alumine) et l'In-Ceram® Zirconia (contenant 33 % de zircone et 67 % d'alumine) [95].

Ces matériaux sont disponibles sous forme de barbotine (pour le procédé In-Ceram® traditionnel) ou sous forme de blocs préfrittés usinables qui sont secondairement infiltrés de verre (Cerec 3®) [35].

➤ **La céramique Procera®** à 99 % d'alumine, conçue et développée par M. Andersson et A. Odén en 1993. Cette céramique alumineuse est densifiée par frittage après l'usinage.

C'est un procédé de réalisation semi-industrielle de chape entièrement en alumine et sans phase vitreuse.

3.2.1.3 Les vitrocéramiques

Les vitrocéramiques sont des matériaux mis en forme à l'état de verres qui subissent un traitement thermique de cristallisation volontaire contrôlée et partielle [30].

Le verre utilisé sous forme de petits lingots est composé de silice, d'oxyde de potassium, d'oxyde de magnésium et de fluorure de magnésium, ainsi que de faibles quantités d'alumine, d'oxyde de zirconium et d'un agent fluorescent ; ces proportions varient selon les procédés [55].

Le traitement thermique transforme le verre monophasé homogène en une structure biphasée ; environ 55 % du verre est transformé en structure cristalline.

Au fur et à mesure de cette transformation, de petits cristaux apparaissent et croissent pour former un système de cristaux plats, réguliers, imbriqués les uns dans les autres.

Cette transformation structurale entraîne des modifications de propriétés du matériau notamment :

➤ sur le plan optique, le matériau transparent à l'état vitreux devient translucide après vitrocéramisation. Les microcristaux possèdent généralement un indice de réfraction différent de celui de la matrice. Il en résulte une diffusion de la lumière, donc une opacification ;

➤ sur le plan mécanique, la résistance mécanique augmente de 85 à 100 % par rapport aux céramiques classiques grâce à leur faible taux de porosité et surtout aux interfaces matrice-cristaux qui limitent la propagation des fissures ;

➤ sur le plan dimensionnel, la cristallisation génère nécessairement un retrait qui peut être évalué en théorie à une moyenne de 2,5 % linéaire. Cette variation est en fait en fonction de la nature, de la taille et de la quantité des cristaux formés.

Les vitrocéramiques dentaires doivent donc allier un degré de cristallinité suffisant sur le plan mécanique avec un retrait limité compatible avec les exigences de précision requises d'une prothèse.

Dans la pratique ce retrait est partiellement compensé par l'emploi systématique de vernis d'espacement et par l'expansion thermique du revêtement de céramisation [21].

On retrouve ces céramiques dans les procédés **Dicor®**, **Cerapearl®**, **IPS Empress®** et **IPS Empress 2®**.

Ils mettent en œuvre des matériaux essentiellement constitués d'oxydes mis en forme par fonderie à la cire perdue, suivi d'un traitement thermique de céramisation et d'une personnalisation esthétique par recouvrement à l'aide de fines couches superficielles de verre coloré.

Le procédé **Optec HSP®**, présenté pour la première fois au congrès de Chicago en 1987, utilise également des vitrocéramiques.

Le système **Biofibril®**, mis au point en 1993 par la société Sofaced, utilise une vitrocéramique avec de l'hydroxy-apatite, de la zircone et des fibres céramiques réfractaires ; le tout formant un ensemble parfaitement homogène.

La manipulation est simple et se déroule en cinq étapes :

- réalisation d'un die réfractaire à partir d'un duplicata au silicone ;
- isolation du die avec un séparateur ;
- montage de la chape en Biofibril® directement sur le die réfractaire. Elle se monte au pinceau tout à fait conventionnellement ;
- séchage et cuisson de la chape sur le modèle réfractaire ;
- montage de la dentine [38].

3.2.1.4 Les céramiques à base de zircon

Depuis les années 90, l'utilisation de zircon pour la fabrication des chapes des couronnes tout céramique ne cesse de se développer. En effet, celle-ci possède de plus grandes qualités mécaniques par rapport à celles de l'alumine.

Les céramiques à base d'oxyde de zirconium peuvent se décliner selon deux types de produits :

➤ la **zircon HIP** (Hot Isostating Pressing) qui est obtenue par pressage isostatique à chaud de poudre de particules très fines de zircon (résistance > 1200 MPa) ;

➤ la **zircon TZP**, plus tendre. Le bloc de céramique est fritté à une température inférieure à celle nécessaire à la densification totale du matériau. Il en résulte un matériau moins dense, plus facilement usinable. On infiltre ensuite le matériau d'un verre, ou plus généralement on le fritte une seconde fois à une température supérieure de l'ordre de 1300 à 1500°C afin d'atteindre sa densité et ses qualités mécaniques définitives (résistance >1000 MPa) [35].

De par sa dureté, la zircon pure est utilisée avec les techniques d'usinage par l'intermédiaire de la CFAO car c'est la seule méthode pour la travailler [47].

3.2.2 Selon le procédé de mise en forme

3.2.2.1 Cuisson sur revêtement

Les céramiques appartenant à cette catégorie doivent être frittées sur un revêtement spécifique.

Après avoir réalisé un duplicata du MPU (Modèle Positif Unitaire) en revêtement, celui-ci subit un traitement thermique. L'armature ou la totalité de la couronne est montée directement sur le duplicata puis traitée hermétiquement. Après refroidissement, la pièce prothétique est débarrassée du revêtement par sablage à l'aide de billes de verre ou de plastique.

Ce procédé peut être utilisé pour la réalisation de couronnes unitaires antérieures ; on utilise alors les céramiques feldspathiques à haute teneur en leucite [30]. Ce qui est le cas pour le procédé **Optec HSP®**. En effet, ce sont des cristaux de leucite qui sont utilisés pour renforcer la matrice vitreuse. Ces cristaux sont formés par autonucléation pendant la fabrication du produit de base. Le procédé de fabrication se déroule comme suit :

➤ maître modèle classique avec dies ou MPU ;

➤ duplicata, réalisation du modèle réfractaire.

Un surmoulage du maître modèle est réalisé en polyvinylsiloxane ; puis le maître modèle est délicatement retiré. Deux lamelles sont positionnées pour isoler, au niveau du surmoulage, l'emplacement du MPU qui est coulé en revêtement réfractaire et le reste en plâtre blanc. Il est obtenu ainsi un modèle hybride.

Cette méthode améliore la fiabilité, la coulée du revêtement directement dans l'empreinte étant trop aléatoire. Les matériaux à empreinte trop durs ou hydrophiles engendrent des déformations et perturbent la prise du revêtement.

- Le die réfractaire subit deux cuissons, une à 620°C pendant 20 minutes pour éliminer les gaz alcalins des réfractaires, puis un deuxième frittage à 1000°C sous vide.
- La technique de modelage de la céramique reprend les mêmes principes que celle des masses céramo-métalliques, à savoir, la stratification de la céramique directement sur le MPU puis cuisson. Les différences résident dans le fait que l'on applique la première couche de céramique sur un support absorbant et qu'il n'est pas nécessaire de mettre une couche d'opaque mais plutôt une poudre incolore, afin de laisser transparaître, au niveau des limites, la couleur naturelle de la dent support [8].

3.2.2.2 Céramiques injectées dans un moule

On distingue en fonction de la température d'injection deux catégories de procédés.

3.2.2.2.1 Injection à basse température

On retrouve ce procédé dans le système **Cerestore®**.

Les éléments à réaliser sont modelés en cire et investis dans le plâtre qui, après prise et ébullition, constituera le moule d'injection. Les pastilles sont plastifiées à 180°C puis injectées sous pression dans le moule. A cette température la résine silicone thermopolymérise et confère à la chape crue une consistance crayeuse permettant des retouches par meulage.

Un frittage secondaire à 1315°C des particules d'alumine confère au produit ses propriétés mécaniques.

La céramique d'infrastructure est opaque et son coefficient de dilatation thermique est accordé à celui des céramiques feldspathiques.

Ce procédé mis au point en 1983 par la société Coors n'est plus utilisé actuellement [30].

3.2.2.2.2 Injection à haute température

La céramique **IPS Empress®** improprement qualifiée de pressée est en réalité injectée, à 1170°C.

La base de cette céramique est un verre contenant de manière latente des germes de cristallisation de leucite.

Pour la caractérisation, on utilise, soit un maquillage de surface où la totalité de la couronne est réalisée en Empress® puis maquillée en surface ; soit un montage par stratification où une armature est recouverte par une céramique feldspathique spéciale.

Ce système a vu le jour au début des années 90 par Sharer et Wohlend et est réservé aux restaurations unitaires [30].

Depuis 1998, le système **IPS Empress 2®** a été mis au point par la firme Ivoclar. C'est un nouveau système en vitrocéramique composé d'une infrastructure à base de cristaux de disilicate de lithium, qui constitue l'armature (noyau) en céramique pressée, et d'une céramique de stratification (cosmétique) à base de cristaux de fluoro-apatite (**IPS Eris®**) [102].

Le système **Cergo Gold®** (Dentsply), présent sur le marché depuis 6 ans, est aussi un système de céramique pressée et permet de réaliser des éléments unitaires. L'originalité du

procédé est de permettre l'utilisation, sur l'armature de céramique pressée, d'une céramique cosmétique hydrothermale basse fusion (céramique Cera gold®).

Les avantages de la céramique hydrothermale sont liés à sa structure originale et obtenus par l'incorporation d'ions hydroxyles lors de sa fabrication. Cette particularité permet d'augmenter sa résistance à la flexion, son pouvoir de réfraction de la lumière, mais aussi sa stabilité clinique notamment vis-à-vis du fluor des dentifrices. Il faut aussi souligner un coefficient d'abrasion proche de celui des dents naturelles et un polissage aisé en bouche qui limite l'adhésion de la plaque dentaire.

Enfin, l'autre caractéristique importante de cette céramique Cera gold® est de s'hydrolyser en présence d'eau : soit lors de manipulations expérimentales, soit en bouche en quelques heures grâce à la salive. Cette réaction d'hydrolyse crée une couche de passivation d'environ 3 micromètres en surface de la céramique, ce qui ferme les microfissures et favorise la résistance du matériau [92].

D'autre part, dans ce système, les plots de céramique sont préfrittés ; ils seront frittés lors de la pressée et c'est là qu'ils acquerront leurs propriétés mécaniques optimales.

On peut citer d'autres systèmes de céramique pressée, pour la réalisation de couronnes unitaires ou de bridges, commercialisés entre 1998 et 2000 [46] :

- **Carrara Press®** (Elephant Dental). Les lingotins, à base d'alumine, sont recouverts de céramique cosmétique Carrara® de type feldspathique ;
- **Cerpress SL®** (Leach et Dillon). Les lingotins à base de vitrocéramique renforcée à la leucite sont recouverts de céramique cosmétique Sensation SL® ;
- **Finesse®** tout céramique de Ceramco ;
- **OPC System®** (Symphyse / Jeneric-Pentron) et **OPC 36®** pour la réalisation de bridges de trois éléments jusqu'à la deuxième prémolaire ;
- **Vision esthetic®** (Wohlwend AG).

3.2.2.3 Céramique coulée par le procédé de cire perdue et vitrocéramisation

Les indications principales sont les couronnes unitaires et les facettes.

Les deux principales expressions connues sont :

➤ **Dicor®** (Adair et Grosman 1977) le matériau présenté sous forme de petits lingots est fondu dans un creuset chauffé à 1370°C puis coulé par centrifugation dans un cylindre par la technique de la cire perdue. La couronne, de structure amorphe, va ensuite subir un traitement thermique, dans un four programmé pendant six heures avec une température finale de 1075°C, amenant une cristallisation partielle du verre [54]. Ce traitement conduit à la formation de type mica, constituée de feuillets hexagonaux superposés qui ont tendance à se cliver au contact d'un front de fissure, ce qui permet de limiter la propagation de la fracture en induisant une perte de matière localisée.

L'harmonisation de la couronne à la teinte des dents voisines est ensuite réalisée par application en surface de minces couches successives de céramique, de teinte dentine ou émail.

- **Cerapearl®** (Hobo et Iwata 1985) : le mode de mise en œuvre est presque identique à celui de la vitrocéramique Dicor® ; le traitement thermique qui conduit à la formation d'une structure semi-cristalline est plus court [30].

3.2.2.4 Barbotine, frittage à 1120°C et infiltration de verre fondu

Mis au point par Michaël Sadoun en 1985, le procédé In-Ceram a été commercialisé en 1989 par la société Vita sous le nom de **In-Ceram®Alumina**.

Dans ce système, la phase vitreuse est secondairement infiltrée dans la matrice cristalline préalablement frittée.

Afin de répondre aux situations cliniques particulières, la gamme des matériaux du procédé s'est étendue avec la création de l'**In-Ceram®Spinell**, plus translucide, et de l'**In-Ceram®Zirconia**, aux propriétés mécaniques augmentées [15].

3.2.2.5 Elaboration par usinage

Depuis les années 90, la CFAO ou CAD/CAM dentaire (Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur) ne cesse de se développer et de plus en plus de systèmes apparaissent sur le marché.

Ils permettent un mode d'analyse, de conception et de production qui supprime les tâches de coulée ou de préparation de la barbotine qui demandent beaucoup de rigueur.

La majorité de ces systèmes sont équipés d'un scanner qui permet d'enregistrer les limites et la forme de la préparation ; la conception de la chape est ensuite réalisée par informatique et les données sont transférées à une unité de fraisage qui va usiner un bloc de céramique, frittée ou non. Les chapes de couronnes unitaires ou les armatures de bridges seront alors prêtes à être recouvertes de céramique cosmétique.

➤ Cerec®

Le premier système Cerec® CAD/CAM de la société Sirona date de 1988.

Actuellement, le système Cerec 3® complet comprend une caméra tridimensionnelle, un processeur d'image vidéo, une mémoire et un ordinateur relié par radio à une fraiseuse miniature tridimensionnelle.

Grâce à l'empreinte optique de la préparation (en bouche ou sur un modèle en plâtre), et au logiciel informatique, le praticien, ou le prothésiste, dessine les limites des préparations sur l'image vidéo et préfigure la chape à réaliser. Les informations ainsi établies sont transmises, sous le contrôle de l'ordinateur, à la fraiseuse dans laquelle un bloc de céramique est préalablement fixé (céramique à base de leucite ou céramique de la marque Vita) [85].

➤ **Procera®**

Le système Procera® AllCeram CAD/CAM (Nobel Biocare) apparu dans les années 90, permet la réalisation de chapes en alumine. La poudre d'alumine pure est d'abord compactée sous très haute pression, puis la chape est frittée et enfin, recouverte de céramique cosmétique. Ce procédé nécessite la réalisation d'une empreinte de la préparation. Un palpeur va permettre d'enregistrer les limites du modèle, puis les données numériques obtenues (volume du moignon ou de la future chape à réaliser) sont envoyées par modem au centre d'usinage qui est situé en Suède [24].

On peut également réaliser des chapes à base de zircone préfrittée avec le système Procera® AllZirkon.

➤ **Pro 50 TM®**

Le Pro 50 TM® CAD/CAM (Cynovad) est un système récent qui consiste à laisser la conception au prothésiste dentaire dans son laboratoire et à transférer la fabrication industrialisée dans un centre de production. C'est un système de conception par ordinateur qui ne retire pas au prothésiste sa responsabilité dans le choix des options, ni son savoir-faire qui passe par la maîtrise d'un nouvel outil : ici la spatule est remplacée par la souris.

La scannérisation par codage chromatique du modèle de travail effectuée, l'arcade apparaît sur l'écran. Le logiciel individualise ensuite la préparation du modèle et la réalisation de la chape en fonction des demandes spécifiques de chaque praticien. Ce système permet une mise en articulateur virtuel.

Après paramétrage des données, l'ordinateur présente une proposition de la forme de la chape qui, si elle est validée, est réalisée à l'unité de fraisage qui est décentralisée.

Il est également possible d'utiliser une bibliothèque de propositions personnalisées (dents jeunes, dents abrasées) et d'apporter toutes modifications souhaitables [58].

Plusieurs céramiques sont utilisées pour l'usinage des chapes : ProCAD® (Ivoclar), In-Ceram® (Vita) et la zircone HIP.

Ce système permet la réalisation de bridges de 5 éléments maximum [47].

Il faut noter que le codage optique permet une lecture plus rapide du modèle (environ 30 secondes) par rapport au codage mécanique, comme dans le système Procera®, qui se fait à l'aide d'un palpeur et met de trois à cinq minutes pour enregistrer les limites de la préparation.

➤ **Cercon®**

Le système CAM tout céramique Cercon® de la société Degussa Dental, mis en place par le Docteur Dietrich W., présente une céramique structurale sans phase vitreuse, la zircone, très résistante, biocompatible et esthétique (base blanche).

Le procédé consiste en un fraisage d'une préforme préfrittée ou crue en oxyde de zirconium ajouté à de l'oxyde d'yttrium, qui a un rôle stabilisateur ; la pièce usinée doit ensuite être frittée pendant 6 à 7 heures dans un four spécial, le Cercon heat® ; puis elle sera recouverte de Cercon ceram®, céramique cosmétique.

Cette fabrication assistée par ordinateur laisse au prothésiste dentaire la maîtrise de sa conception selon les techniques classiques (maquette en cire) ; seul l'usinage est robotisé. La qualité de l'infrastructure réalisée (couronne ou bridge) dépend directement de celle de la maquette en cire [58]. En effet, une fois terminée, elle est fixée à l'intérieur d'un support puis scannée avec précision et sans contact, par lecture optique. Les données enregistrées sont numérisées et traitées par le logiciel ; le fraisage se lance alors automatiquement.

➤ **Everest® (Kavo)**

Ce système a été créé, en 2002, pour les laboratoires dentaires, afin de simplifier certaines tâches. Il est composé d'un scanner, d'une fraiseuse numérique, d'un four de frittage et de lingotins de céramique.

Le scanner va mesurer les limites de la préparation sur le modèle en plâtre en quelques minutes à l'aide d'un projecteur convergent (lecture optique avec une précision d'enregistrement de 20 micromètres). Pendant l'enregistrement, le modèle subit des mouvements de rotation et de bascule. Le champ de mesure de 40 x 60 mm permet également de scanner des bridges. Le prothésiste peut alors créer virtuellement en trois dimensions les armatures des couronnes unitaires ou des bridges.

Des lingotins de vitrocéramique renforcée à la leucite (G-Blank®), choisis selon la teinte issue du teintier Vita, sont alors taillés par la fraiseuse pour la réalisation de chapes des couronnes unitaires antérieures ou postérieures ; ces chapes seront frittées puis recouvertes de céramique Everest® G-Ceram. Des lingotins en zircone HIP stabilisée à l'yttrium sont adaptés pour la réalisation d'armatures de bridges postérieurs. Les chapes devront être recouvertes d'une céramique spéciale pour la zircone : la céramique D de Vita [53]. Des blocs de zircone préfrittée sont également disponibles.

Seul ce système possède une fraiseuse avec 5 axes de rotation, ce qui le rend très performant en qualité de définition ; mais il ne possède pas de bibliothèque de données, ne permet pas de prendre en compte l'occlusion et ne permet pas la modélisation des dents anatomiques [47].

En France, il existe un laboratoire pilote à Reims depuis le mois de mai 2003.

➤ **DCS Precident®**

Ce système de CFAO permet, après scannage du modèle par un laser (précision d'enregistrement possible jusqu'à 5 ou 10 micromètres), un usinage de blocs de zircone frittée (zircone HIP) ou préfrittée (zircone TZP) pour la réalisation de chapes qui seront par la suite recouvertes de céramiques cosmétiques spécialement créées pour ce type de céramique à base de zircone (Cerabien CZR®, Cercon S® ou GC initial®) [9 ; 47 ; 57].

Ce système peut traiter 14 éléments en même temps.

Ce procédé permet la réalisation de couronnes et de bridges de haute résistance mais le temps d'usinage reste long. Du fait de son opacité ce système peut être utilisé lorsque le moignon sous-jacent est de teinte foncée ou reconstitué par un inlay-core métallique.

Des chapes translucides sont également réalisables depuis 2000.

Les matériaux de la marque Vita (Alumina® et Zirconia®) sont également utilisables avec ce système ; dans ce cas, les chapes seront infiltrées.
Actuellement, 8 laboratoires sont équipés du système Precident®, en France.

➤ **Wolceram®**

Ce système, commercialisé en 1998, permet de réaliser selon des procédures automatisées, des armatures de prothèses unitaires, de bridges de trois éléments en faisant exclusivement appel aux matériaux In-Ceram® de Vita, sous forme de barbotine.

L'originalité de ce système réside dans un dépôt de la barbotine par électrophorèse, directement sur le MPU. Celui-ci est placé dans une enceinte où, par un scannage optique, il est lu afin de déterminer sa forme et sa longueur. Ces informations gèreront la profondeur de trempage dans la barbotine. Il est ensuite recouvert d'un film électrolytique par trempage et séchage puis amené dans la barbotine pour le dépôt de céramique par électrophorèse : les particules négatives de céramique migrent vers le pôle plus représenté par le die en plâtre traité. La barbotine s'électro-dépose uniformément sur toute la surface du die en 25 secondes.

L'Alumina® est indiquée dans 95 % des cas, car l'électrophorèse lui confère des qualités mécaniques comparables à celle de la Zirconia® [37]. Elle devient donc utilisable pour des bridges de trois éléments.

En France, 10 machines sont en fonction.

➤ **Digident® (Girrbach)**

Ce système de CFAO permet de réaliser un scannage, par lecture optique, en trois dimensions du MPU, sans calcul informatique (précision d'enregistrement à moins de 10 micromètres).

Le logiciel présente plusieurs avantages : il permet la modélisation de dents anatomiques, permet de modifier la configuration des éléments, de prendre en compte l'occlusion et il possède une bibliothèque de données enrichissable au fur et à mesure [47].

Il permet la réalisation de bridges de 12 à 14 éléments.

Les lingotins utilisés sont en zircone HIP, In-Ceram® Alumina ou In-Ceram® Zirconia [47]. Une seule machine existe en France, et ce depuis un an.

➤ **Lava® (3M)**

Ce système propose la solution de créer un centre d'usinage qui fonctionnera comme relais pour les laboratoires. Ceux-ci enverront les modèles de travail au centre d'analyse, de conception et de fabrication des chapes.

Le matériau utilisé est la zircone.

La société 3M a pour objectif de proposer aux laboratoires une solution de réalisation du tout céramique sans les risques d'investissement tout en restant à la pointe du progrès.

Non disponible en France aujourd'hui, il est possible de travailler directement avec les centres d'usinage allemands [47].

➤ **Diadem® (Diatomic)**

Le service Diadem, conçu par la société Diatomic implantée à Tarbes et spécialisée dans le domaine de l'usinage industriel, dont celui de la zircone, est mis à disposition des laboratoires depuis novembre 2003.

L'objectif de cette société est de fournir aux laboratoires dentaires des infrastructures en zircone, de couronnes unitaires ou de bridges, après scannage d'une maquette préalablement réalisée en cire par le prothésiste ou à partir d'un simple die, dans le cas d'un coping (chape homothétique au die, d'épaisseur constante).

Ce procédé consiste à confier à des professionnels de l'usinage, ayant un savoir-faire industriel, uniquement le soin de réaliser les infrastructures et non pas d'en faire au préalable la conception [48].

3.2.3 Selon la microstructure

Il existe trois types de céramique :

- céramique avec une matrice vitreuse et des charges cristallines dispersées (IPS Empress2®) ;
- céramique avec une matrice cristalline et une phase vitreuse infiltrée (In-Ceram®) ;
- céramique ne comportant qu'une phase cristalline sans verre d'infiltration (Procera®).

3.2.4 Tableau récapitulatif

Procédé de mise en forme	Céramique utilisée	Nom commercial
Cuisson sur revêtement	<ul style="list-style-type: none"> • Feldspathique classique • Feldspathique à haute teneur en leucite • Vitrocéramique avec de l'hydroxy-apatite, du zircon et des fibres céramiques réfractaires 	<ul style="list-style-type: none"> • Optec HSP® • Biofibral Concept®
Injectée : - Basse température - Haute température	<ul style="list-style-type: none"> • Alumineuse • Vitrocéramique renforcée à la leucite • Vitrocéramique avec une infrastructure à base de cristaux de disilicate de lithium • Alumineuse 	<ul style="list-style-type: none"> • Cerestore® • IPS Empress®, Cerpress®, Finesse® • IPS Empress 2®, Cerpress®, Finesse® • Carrara Press® • Cergo Gold®
Coulée à la cire perdue et vitrocéramisation	<ul style="list-style-type: none"> • Vitrocéramique 	<ul style="list-style-type: none"> • Dicor® • Cerapearl®
Barbotine + frittage + infiltration de verre fondu	<ul style="list-style-type: none"> • Alumineuse • A l'alumine renforcée à la spinelle • A l'alumine renforcée à la zircon 	<ul style="list-style-type: none"> • In-Ceram® Alumina • In-Ceram® Spinell • In-Ceram® Zirconia
Usinage : CFAO ou CAD/CAM	<ul style="list-style-type: none"> • Céramiques feldspathiques enrichies en alumine, en spinelle ou en zircon, ou céramique renforcée à la leucite • Alumine densifié par frittage • Zircon HIP • Zircon TZP • Alumina® ou Zirconia® 	<ul style="list-style-type: none"> • Cerec 3® • Procera® AllCeram • Everest®, Precident®, Digident®, Pro 50 TM®, Lava® • Cercon®, Precident®, Everest, Lava® • Pro 50 TM®, Wolceram®, Digident®, Precident®

4. PROPRIETES DES CERAMIQUES DENTAIRES

4.1 Propriétés mécaniques

4.1.1 Comportement mécanique

La céramique apparaît a priori plus fragile par rapport aux alliages. C'est en fait leur comportement mécanique qui est différent.

Leur caractère dit «fragile» est dû essentiellement au fait qu'elles ne sont en aucune façon plastique. En effet, les céramiques dentaires classiques sont peu résistantes aux efforts de traction et de flexion, en revanche, elles possèdent des résistances très élevées en compression. La caractéristique mécanique prépondérante d'une céramique est sa rupture dite fragile. Sous contrainte, à température ambiante, la céramique se fracture brutalement dans le domaine élastique sans déformation plastique. Les liaisons ioniques ou covalentes empêchent le glissement des plans atomiques voisins et la matériau ne peut se déformer plastiquement pour répartir les contraintes imposées comme le font les matériaux métalliques. Cela leur confère pour certaines d'entre elles une résistance très élevée aux contraintes [30 ; 47 ; 80].

4.1.2 Module d'élasticité

Si l'on prend comme référence l'émail humain dont le module d'élasticité est compris entre 70 et 90 GPa, on constate que les céramiques et les vitrocéramiques possèdent des caractéristiques inférieures (60 à 70 GPa), en revanche, les céramiques d'infrastructure ont un module d'élasticité quatre fois plus important (figure 1) [30].

Matériaux	Module d'élasticité en GPa
Vitadur®	70
Optec®	62
Empress®	69
Dicor®	70
In-Ceram®	295

Fig. 1 : modules d'élasticité des céramiques (d'après Ferrari et Sadoun).

4.1.3 Module de rupture en flexion

Les caractéristiques de rupture des céramiques sont déterminées à partir d'essais de flexion en trois ou quatre points. Le test consiste à soumettre une poutre parallépipédique de dimension standardisée qui repose sur deux appuis inférieurs à une contrainte par l'intermédiaire d'un ou de deux appuis supérieurs médians. On mesure la force qui entraîne la fracture de la poutre ; puis on calcule le module de rupture en flexion [30 ; 80].

Depuis Griffith, nous savons que les causes de fracture des céramiques sont en fait les fissures ; une céramique va se fracturer sous une contrainte par la propagation d'une fissure à partir d'un défaut initiateur.

Le module de rupture n'est pas un paramètre intrinsèque de ce matériau puisqu'il va dépendre de la taille des défauts présents introduits par la mise en forme et le type de finition de surface. Plus les défauts seront nombreux et de grande taille, plus le module de rupture sera bas [30].

4.1.4 Ténacité

Le module de rupture est insuffisant à lui tout seul pour caractériser le comportement d'une céramique. Il doit être complété par la ténacité. Elle caractérise, pour la céramique, son aptitude à résister à l'amorçage et à la propagation brutale ou catastrophique d'une fissure. C'est une caractéristique intrinsèque du matériau.

Il existe deux grandes méthodes pour déterminer la ténacité du matériau :

- la méthode destructive où, dans un échantillon de céramique de dimensions déterminées, on introduit un défaut macroscopique de taille et de géométrie bien définies ; on mesure ensuite la contrainte de rupture et à partir du formalisme adapté au type de test, on calcule la ténacité ;
- le deuxième type de méthode est non destructif et s'appuie sur l'indentation de Vickers ou Knoop. La pénétration d'un indenteur pointu dans la céramique donne naissance à une empreinte mais aussi à un système de fissures dont les dimensions permettent le calcul d'un facteur de contrainte qui permet de caractériser la ténacité du matériau [30].

4.1.5 Fatigue

Un autre aspect important pour l'utilisation des céramiques est de définir leur durée de vie. Sous l'effet de contraintes, dans un environnement humide, des fissures peuvent se propager et conduire à la rupture. Ce processus aboutit à la fracture différée dans le temps des céramiques pour des contraintes largement inférieures à la contrainte de rupture du matériau considéré.

La croissance lente de ces fissures caractérise la fatigue du matériau.

Les fractures différées sont attribuées à l'interaction chimique entre le verre et l'eau au front de fissure. L'environnement oral possède tous les facteurs aptes à favoriser les phénomènes de fatigue : l'eau, qui est le principal constituant de la salive, et les contraintes produites lors de la mastication [30].

4.1.6 Résistance à la compression

Les céramiques dentaires possèdent une importante résistance à la compression .

De nombreuses études ont été réalisées pour établir les valeurs des forces de mastication. Il a été démontré que l'intensité des forces varie selon la localisation à l'intérieur même de la cavité buccale. Les valeurs les plus importantes se situent dans le secteur molaire et varient entre 216 et 847 N. Il est donc souhaitable d'avoir des céramiques qui offrent une résistance à la compression favorable face à une charge de 1000 N, notamment pour des reconstitutions dans le secteur postérieur.

4.1.7 Dureté et coefficient d'abrasion

La mesure des diagonales de l'empreinte laissée par la pénétration d'un indenteur de microdureté Vickers sous une charge donnée dans la céramique permet de calculer sa dureté. Cependant, l'empreinte réalisée dans un matériau comme la céramique s'accompagne d'un réseau de fissures de surface et internes.

Le calcul de la dureté n'est donc pas vraiment adapté à ce type de matériau.

Monastk et Taylor constatent qu'une céramique glacée est moins traumatogène pour la denture antagoniste qu'une dent naturelle ; une céramique polie manuellement l'est davantage, et rugueuse elle devient dangereuse. Le potentiel abrasif d'une céramique dépend de son état de surface et du manque d'homogénéité de sa microstructure [30 ; 80].

4.1.8 Facteurs influençant la résistance mécanique

La résistance mécanique des céramiques est directement fonction du nombre et de la taille des défauts issus de la mise en œuvre, du montage de la poudre céramique, de la cuisson, du glaçage, etc.

La résistance mécanique est donc influencée par : le taux de porosité, la température et le cycle de cuisson, les contraintes internes, la microstructure et l'état de surface [30].

4.1.8.1 Taux de porosité

Les porosités affectent la résistance mécanique et la translucidité de la prothèse céramique. Le taux de porosité dépend de la distribution granulométrique et du mode de mise en forme de la pâte crue, notamment de son compactage qui est réalisé par vibration mécanique ou ultrasonore. Une céramique dont la pâte a été compactée par vibration possède une résistance quatre fois plus importante qu'une pâte non densifiée.

La cuisson sous vide fait passer le taux de porosité de 4 % à 0,1 % [30 ; 80].

4.1.8.2 Température et cycle de cuisson

Pour Jones, une augmentation de résistance par densification du matériau se produit si on élève la température et le temps de cuisson jusqu'à un certain stade [30] ; par exemple la céramique du système Procera® est cuite à 1600°C pendant trois heures, ce qui lui confère une structure sans porosité et une résistance mécanique très élevée.

Cependant, on assiste à une diminution des performances mécaniques par dissolution dans le verre des phases cristallines dispersées. La multiplication des cuissons provoque le même effet [81].

4.1.8.3 Contraintes internes

Elles résultent du différentiel de coefficient de dilatation thermique entre les phases en présence (verres et cristaux), ou entre la céramique cosmétique et la céramique d'infrastructure [30 ; 80].

4.1.8.4 Microstructure

La résistance augmente avec la proportion de phases cristallines et avec la quantité d'interfaces verre-cristal et donc la diminution de la proportion de phase vitreuse [30].

4.1.8.5 Etat de surface

Les défauts de l'état de surface jouent un rôle prédominant sur la résistance mécanique. Pour la céramique, la surface est primordiale, car lors d'une contrainte mécanique, ses défauts engendrent des microfissures qui s'agrandissent pour former une fissure. Jones, étudiant ce paramètre, conclut que les céramiques ne répondent pas de façon identique aux traitements de surface réalisés, ceci étant probablement dû à la structure qui influence la sensibilité aux défauts ou bien à la microstructure. Pour remédier à ces défauts de surface, Jones propose un glaçage thermique ou bien l'emploi d'une glaçure. Ces procédés, en obturant les pores et refermant les fissures, améliorent les propriétés des céramiques feldspathiques d'au moins 400 %.

De plus, la glaçure possédant un coefficient d'expansion thermique inférieur à celui de la céramique sous jacente, met la surface en compression lors du refroidissement [30].

Cependant, de par sa composition chimique, la glaçure est plus sensible à la dissolution et à la dégradation par abrasion en milieu buccal.

4.1.9 Renforcement des céramiques

En 1965, Mac Lean et Hugues furent les premiers à utiliser une céramique à base d'alumine dont l'armature contenait 40 à 50 % en poids d'alumine liée dans une matrice vitreuse ; ce qui conférait à la céramique une résistance plus importante.

La granulométrie est importante ; en effet, plus il y a de petites particules et plus les interfaces augmentent, empêchant la propagation des fissures. C'est ainsi que pour Jones, la résistance maximale est obtenue lorsque l'alumine est constituée de 75 % de grains inférieurs à 5 μm [30 ; 80].

➤ La zirconie : renforcement par transformation de phase

L'emploi de dioxyde de zirconium ou zirconie en association avec l'alumine, ou utilisée seule, produit des matériaux possédant des propriétés mécaniques supérieures et ainsi, la réalisation de restaurations plurales postérieures tout céramique devient possible.

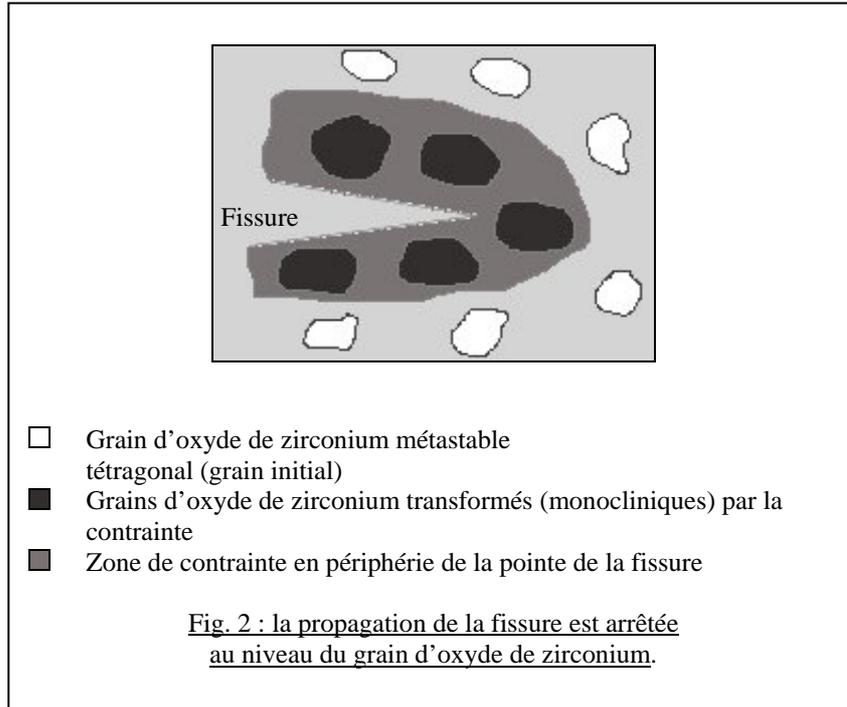
A l'état naturel, elle n'est exploitable que sous forme de poudre comme abrasif ou additif de renfort par exemple, car les pièces en zirconie pure se fissurent. C'est pour cette raison qu'on la stabilise partiellement ou totalement en lui ajoutant des oxydes, comme l'oxyde d'yttrium [47].

La zirconie présente l'une des valeurs les plus élevées de la résistance à la rupture (quatre fois supérieure à celle de l'alumine), plus une parfaite biocompatibilité. Il ne restait plus qu'à chercher à obtenir un état de surface proche du parfait pour que la rugosité de surface n'engendre aucune usure de frottement.

C'est en 1993, que fut développée la zirconie dite HIP qui résulte d'une opération isostatique de compaction à haute température. Cette opération élimine totalement les défauts résiduels ou en réduit fortement la taille [47].

La zirconie se caractérise par un mécanisme de renforcement par transformation de phase qui est à l'origine de ses qualités mécaniques exceptionnelles [47].

Les particules de zirconie tétraogonales passent à l'état monoclinique, sous l'effet d'une contrainte mécanique qui accompagne la propagation d'une fissure. Ce changement entraîne une expansion de 5 à 9 % de la zirconie. Cette augmentation de volume génère une contrainte de compression autour de la fissure qui l'empêche de se propager et aboutit à un renforcement de la céramique (figure 2) [15 ; 80].



➤ La mise en compression de la surface externe

Elle permet également de renforcer la céramique en inhibant l'ouverture des fissures superficielles. Pour cela, plusieurs possibilités existent :

- La trempe thermique

Le principe de cette méthode consiste à chauffer l'objet jusqu'à une température supérieure à son point de ramollissement puis à le sortir du four et à le refroidir rapidement. Les couches de surface se refroidissent en premier et deviennent rapidement rigides alors que les couches internes plus chaudes sont encore visqueuses. Lorsque le cœur se refroidit à son tour, il se rétracte. Cette contraction différentielle conduit à l'apparition de contraintes de compression dans les couches voisines de la surface. L'intensité des contraintes sera fonction de l'épaisseur et de la vitesse d'évacuation des calories.

- L'échange ionique

Cette technique est une conséquence directe de la nature ionique du verre. Elle permet d'obtenir une surface en compression, à faible température, en immergeant le verre dans un bain de sel à une température inférieure à sa température de transition vitreuse. Seuls les ions alcalins sont suffisamment mobiles à cette température pour diffuser.

Le bain de sel de potassium fondu est choisi de sorte que les ions Na^+ contenus dans le verre soient remplacés par des ions K^+ plus volumineux, générant une compression de la couche superficielle.

Ce procédé présente l'avantage de ne pas affecter les propriétés optiques ; mais il a l'inconvénient de nécessiter un temps relativement important, de n'agir que sur une faible épaisseur (50 μm) et d'être réversible dans le milieu salivaire [30].

4.2 Propriétés chimiques

Les céramiques sont stables chimiquement ; cette stabilité chimique est, entre autres, responsable de leur biocompatibilité [30].

D'un point de vue immuno-allergique, toutes les études montrent que les céramiques sont neutres dans ce domaine, notamment une étude faite en mars 2003 en Allemagne, concernant d'éventuelles réactions d'hypersensibilité aux céramiques contenant de l'alumine. Des individus fréquentant l'Université de Dermatologie Clinique de Munich ont reçu, sur leur peau, des patchs tests imprégnés d'oxyde d'aluminium. Plusieurs séries de 250 personnes ont été testées et les résultats n'ont montré aucune manifestation allergique [93].

D'autre part, les céramiques ne présentent pas de corrosion.

4.3 Propriétés physiques

4.3.1 Propriétés thermiques

La structure des céramiques en fait des isolants thermiques ; elles ont une conductivité thermique de 0,01 J/s/cm².

Leur coefficient de dilatation thermique est adaptable en fonction de leur utilisation en modifiant la teneur en K₂O du verre [30 ; 80].

4.3.2 Propriétés électriques

Les céramiques sont des isolants électriques [30 ; 80].

4.3.3 Propriétés optiques

Au delà des propriétés optiques, c'est l'impression visuelle qui compte. Celle-ci résulte de la combinaison de nombreux facteurs relatifs aux propriétés optiques de la surface, des différentes phases, des différentes couches, de la couleur et du spectre de la lumière incidente.

➤ Dimensions de la couleur

La couleur, c'est-à-dire l'impression que fait la lumière réfléchiée par un corps sur l'œil, possède trois dimensions :

- la luminosité, qui détermine la quantité de blanc ou de gris au sein de la couleur ;
- la saturation, qui repose sur la quantité de couleur à travers une masse dense. Cette masse dense représente le corps de la dent. On parle d'une dent foncée pour traduire une forte saturation et une dent claire pour une faible saturation ;
- la teinte, qui se réfère à la nature de la couleur. Une dent est constituée soit de rouge, soit de jaune ou bien d'une combinaison de rouge et de jaune qui donne le orange. Ce sont les trois teintes que l'œil humain perçoit à l'observation d'une dent [59].

A ces trois dimensions on peut rajouter la translucidité.

Tous les systèmes de céramiques dentaires possèdent une panoplie de poudres céramiques cosmétiques avec des rendus optiques différents qui peuvent aller de l'opaque au transparent avec des luminosités variables, des effets de fluorescence, d'opalescence avec des couleurs et des saturations différentes. Ceci est obtenu en jouant sur la composition, la nature chimique, la taille, la quantité et l'indice de réfraction des charges cristallines et des pigments répartis dans la phase vitreuse [30].

➤ **Devenir du faisceau lumineux à travers la céramique**

La dent naturelle, grâce à la translucidité de l'émail donne lieu à trois phénomènes : une transmission partielle de la lumière jusqu'à la dentine, une réflexion diffuse ou spéculaire suivant l'état de surface, et une transmission plus importante au niveau du bord libre et des faces inter proximales au niveau desquelles il n'y a pas de dentine sous-jacente [17].

Au niveau de la dentine, nous n'avons plus qu'une réflexion minimale ; il y a essentiellement dispersion des rayons lumineux à l'interface émail / dentine et au sein même de celle-ci, donnant la «teinte» à la dent. La lumière résiduelle transmise traverse à nouveau l'émail du côté lingual assurant à la dent son aspect translucide (Yamamoto, 1985).

Si un matériau ne présente pas de faisceau transmis, il est opaque.

Si le faisceau transmis n'est pas atténué, le matériau est transparent et fait apparaître de manière distincte les objets placés derrière.

Si le faisceau transmis est atténué et diffus, le matériau est translucide et ne permet pas de voir distinctement un objet placé derrière. Une partie de la lumière se réfléchit et le matériau apparaît plus lumineux [30].

Si l'on considère un faisceau lumineux tombant sur une surface de céramique dentaire, une partie du faisceau va être réfléchi, l'autre sera absorbée en fonction de sa longueur d'onde, des porosités et de la microstructure. La structure de la céramique dentaire présente différentes interfaces entre le verre et les phases cristallines d'indices de réfraction différents. Il en résulte globalement pour une couche de céramique un faisceau réfléchi diffus et un faisceau transmis diffus qui, par rapport à la lumière incidente, seront atténués de manière variable en fonction des longueurs d'ondes [17].

➤ **L'opacité**

Le terme d'opacité est un moyen pour décrire la transparence ou la translucidité d'un objet.

Elle ne peut se définir que par rapport à l'épaisseur de couche ou de hauteur définie. Ceci signifie qu'avec une opacité fixe d'un matériau, on peut obtenir des opacités variables en jouant sur l'épaisseur.

L'opacité a dans le domaine dentaire une valeur très importante car les matériaux utilisés sont plus ou moins translucides. Les couronnes doivent avoir une translucidité bien déterminée pour s'approcher de l'exemple naturel. C'est la raison pour laquelle, dans la technique dentaire moderne, on travaille souvent selon la technique de stratification de couches de matériaux à opacité différente (concentration en opacifiants) [79].

5. DESCRIPTION DES PRINCIPAUX PROCÉDES CERAMO-CERAMIQUES ACTUELS

Les systèmes In-Ceram®, Procera® AllCeram et IPS Empress 2® sont les procédés céramo-céramiques qui présentent le plus de recul clinique.

Le système Cerec 3® illustre bien les progrès issus des nouvelles technologies : l'informatique conjugué à la 3D numérique, les nouveaux outils et procédés comme les codages optiques, les palpeurs, l'usinage automatique et les méthodes de prototypage rapide.

5.1 In-Ceram®

En 1985, Mickaël Sadoun propose un nouveau procédé de restauration céramo-céramique, dérivé du slip-casting ou coulée en barbotine ; en 1989, il est commercialisé par la firme Vita sous le nom d'In-Ceram®.

Ce procédé est utilisé comme une des premières alternatives aux restaurations céramo-métalliques [62]. Il consiste en la mise en œuvre au laboratoire d'une barbotine servant à la réalisation d'une infrastructure céramique qui est frittée puis infiltrée d'un verre teinté. Sur cette armature, qui participe déjà au résultat esthétique, un montage cosmétique est ensuite réalisé [63].

5.1.1 Composition

L'élaboration d'une prothèse céramique selon ce procédé utilise deux types de matériaux : une céramique feldspathique faiblement chargée en leucite, qui représente la céramique cosmétique, et une céramique d'infrastructure constituée à 85 % en poids d'alumine et infiltrée de verre (15 % en poids) [64 ; 67].

En 1989, l'apport d'une alumine dopée à 33 % de zircone améliore le comportement mécanique du procédé (In-Ceram® Zirconia). D'autre part, la création de l'In-Ceram® Spinell -le spinelle étant un oxyde mixte d'aluminium et de magnésium- va augmenter les propriétés esthétiques du procédé [63].

5.1.2 Propriétés

Nous étudierons les propriétés principales de ces céramiques, c'est-à-dire, leurs propriétés mécaniques, optiques ainsi que leur précision d'adaptation.

5.1.2.1 Mécaniques

De nombreuses études ont été réalisées afin de déterminer le module de rupture en flexion et le ténacité de ce type de céramiques ; en effet, ce sont eux qui reflètent le mieux les propriétés mécaniques.

M. Sadoun, en 1995, donne un module de rupture de 580 MPa pour l'In-Ceram® Alumina [30].

En 1998, selon Ed Mac Laren, la résistance à la flexion de la céramique In-Ceram® Alumina varie entre 300 et 600 MPa alors que le spinelle se situe à des valeurs de 15 à 40 % inférieures [61].

En 1990, J. L. Ferrari, dans son étude comparative des paramètres de ténacité et de fatigue, obtient pour la résistance à la flexion de l'In-Ceram® Zirconia une valeur de 700 MPa.

R. Seghi et J. A. Sorensen, en 1995, donnent pour l'In-Ceram® Spinell une résistance à la flexion d'une valeur de 350 MPa [15].

Le spinelle a donc des propriétés mécaniques inférieures par rapport à celles de l'alumine.

Des études plus récentes ont été réalisées en 2002 par le Docteur Guazzato [41], de l'unité de recherche en biomatériaux de la faculté de chirurgie dentaire de Sydney, sur la comparaison des propriétés mécaniques de l'In-Ceram® Alumina (ICA) et de l'In-Ceram® Zirconia (ICZ). Pour cette étude, 100 échantillons sont fabriqués selon la technique de la coulée en barbotine. Le module de rupture en flexion est déterminé selon des essais de flexion trois points. La mesure de la ténacité est déterminée selon les deux méthodes classiques : l'une destructive, un défaut macroscopique est introduit dans la céramique, et l'autre non destructive, avec la pénétration d'un indenteur dont les dimensions des fissures résultantes permettent de calculer le facteur de contrainte critique.

Les résultats obtenus donnent un module de rupture en flexion de 600 MPa pour l'In-Ceram® Alumina (ICA) et de 620 MPa pour l'In-Ceram® Zirconia (ICZ).

La ténacité est, avec la première méthode, de $3,2 \text{ MPa} \times \text{m}^{1/2}$ pour l'ICA et de $4,0 \text{ MPa} \times \text{m}^{1/2}$ pour l'ICZ, et avec la méthode non destructive de $2,7 \text{ MPa} \times \text{m}^{1/2}$ pour l'ICA et de $3,0 \text{ MPa} \times \text{m}^{1/2}$ pour l'ICZ.

On peut donc en conclure que statistiquement, aucune différence significative n'apparaît entre le module de rupture en flexion de l'ICA et de l'ICZ. D'autre part, l'ICZ est plus résistant que l'ICA d'après la première méthode de calcul de la ténacité ; cependant, il n'y a pas de différence significative lors de la deuxième méthode.

D'après Guazzato, d'autres études sont nécessaires pour établir des conclusions sur les indications cliniques de l'In-Ceram® Zirconia [41].

Mais d'une façon générale, un bon nombre d'études montrent que l'apport de zircone améliore le comportement mécanique de la céramique In-Ceram®, en particulier, la ténacité et la résistance à la fatigue [15].

5.1.2.2 Optiques

Dans les débuts du procédé In-Ceram®, les matériaux disponibles étaient l'alumine, un verre unique d'infiltration, et pour céramique cosmétique la céramique Vitadur® N créée pour la jacket alumineuse de Mac Lean en 1968.

Par la mise au point d'autres verres d'infiltration en accord avec le teintier Vitapan® classical, le procédé s'améliore sur le plan esthétique permettant d'adapter les infrastructures à la teinte dentaire du patient [15].

En 1994, la céramique cosmétique Vitadur® Alpha spécialement développée pour les matériaux du procédé In-Ceram® est disponible.

L'inconvénient est que la présence de l'infrastructure alumineuse intervient dans le rendu final. En effet, elle a la capacité d'imposer sa couleur par sa relative opacité ; c'est-à-dire que le faisceau lumineux transmis est atténué [67].

L'utilisation du spinelle va améliorer les propriétés optiques de cette céramique. Les études de Magne et Belser montrent, grâce à la technique de transillumination, que le spinelle est plus translucide que l'alumine utilisée seule [62]. Cependant, on constate une diminution des propriétés mécaniques par rapport au système In-Ceram® original.

On peut également modifier la translucidité de l'In-Ceram® Spinell en changeant la technique d'infiltration : si on infiltre la barbotine sous vide, au lieu de le faire dans l'air, on obtient un matériau beaucoup plus translucide.

On recommande donc d'infiltrer le spinelle sous vide ; on obtient ainsi une chape deux fois plus translucide que l'In-Ceram® Alumina.

Si on modifie la quantité d'air, on change également l'opacité du spinelle. On obtient ainsi une myriade de translucidité pour répondre à toutes les situations cliniques. Il faut noter que ce changement dans la technique d'infiltration ne change pas la résistance à la flexion de l'In-Ceram® Spinell [61].

Le rendu esthétique du procédé In-Ceram® est encore amélioré grâce à l'apparition, en 1998, d'un nouvel outil de prise de teinte, le teintier Vitapan 3D-Master®, qui permet une analyse plus fine et donc plus précise de la couleur, et qui est basé sur le principe de la colorimétrie et sur les trois dimensions de la couleur : la luminosité, la saturation et la teinte [59].

5.1.2.3 Précision d'adaptation

Les constructions ainsi réalisées se caractérisent par leur grande précision d'adaptation.

C'est la céramique de l'armature qui fait l'adaptation cervicale ; il est hors de question de trouver de la céramique cosmétique au niveau du joint dento-prothétique. Il existe donc un bandeau périphérique qui soutient la céramique cosmétique, et la précision de l'adaptation cervicale de ce bandeau est de 20 à 30 micromètres, ce qui constitue la meilleure adaptation jamais réalisée par aucun système prothétique [63].

Cette précision remarquable, associée à la biocompatibilité reconnue de la céramique glacée, autorise la confection de prothèses esthétiques compatibles avec la conservation de l'intégrité parodontale [67].

5.1.2.4 Tableau récapitulatif

Ce tableau regroupe les éléments de comparaison des différents matériaux du procédé In-Ceram® [15] :

Noms	Composition	Résistance à la flexion	Caractère optique
Alumina	Al ₂ O ₃	500 MPa	Translucide
Zirconia	Al ₂ O ₃ / ZrO ₂	700 MPa	Translucidité moyenne
Spinell	MgAl ₂ O ₃	350 MPa	Haute translucidité

5.1.3 Protocole opératoire

5.1.3.1 Réalisations des préparations

5.1.3.1.1 Limites des préparations

Lors de la réalisation des limites de préparations, trois critères sont à prendre en compte : le choix du type de limite cervicale, la situation de cette limite vis-à-vis du parodonte marginale, et enfin, sa profondeur.

➤ Choix du type de limite cervicale [65]

De part la nature de ses liaisons ioniques, qui est à l'origine de ses propriétés optiques, biologiques et mécaniques, notamment la fragilité, la céramique résiste bien à un travail en compression et mal en traction ou cisaillement. C'est ce qui a amené l'ensemble des auteurs à préconiser la réalisation d'épaulement à angle interne arrondi comme type de limite afin de soutenir le matériau en éliminant d'emblée toute préparation comportant un chanfrein, et ce, d'autant que Grajower, par une analyse géométrique et mathématique de l'épaisseur du ciment, montre que l'épaulement n'est pas une forme de limite entraînant une augmentation du joint dento-prothétique.

De plus, différentes études montrent que la finition quart de rond ou congé large et l'épaulement à bord interne arrondi (de 90 à 110°) génèrent moins de stress mécanique que des formes de préparations présentant des angles vifs.

➤ Niveau de la limite cervicale [65]

Elle est dans la mesure du possible supragingivale, pour des raisons évidentes de respect du parodonte marginal, de la facilité de mise en œuvre, tant au moment de la préparation que de la réalisation de la couronne provisoire, de la prise d'empreinte et de la visualisation de l'adaptation marginale de l'élément prothétique. Ceci, toutefois, ne peut se faire qu'à condition d'utiliser un matériau de collage translucide, et de ne pas avoir à masquer une dyschromie dentaire au niveau du joint. Dans ce cas, la limite serait nécessairement

intrasulculaire dans les zones visibles, pour redevenir juxta, voire supragingivale dans les zones moins visibles (proximales et linguales sur les secteurs antérieurs).

➤ **Profondeur de la limite cervicale [65]**

La profondeur est déterminée par une double exigence : d'une part, ménager une épaisseur suffisante de céramique pour des raisons esthétiques et mécaniques, d'autre part, un souci d'économie tissulaire pour la préservation de la vitalité pulpaire. Il s'agit donc d'un compromis entre des contraintes biologiques, mécaniques et esthétiques.

Il faut que le procédé permette un montage cosmétique à minima afin de préserver une chape la plus massive possible, car elle assure la tenue mécanique, et ce, en fonction des propriétés optiques désirées.

La chape céramique s'intègre dans le montage cosmétique en se rapprochant d'emblée de la teinte de base, et sa translucidité permet la réflexion de la lumière sur les structures dentinaires, voire amélaire, de la dent préparée.

➤ **Préparations pour couronnes unitaires antérieures**

Il est nécessaire d'avoir, à ce niveau, une épaisseur de chape sur les faces proximales et vestibulaires au moins égale à 0,5 mm.

Sur les faces palatines, une épaisseur de 0,6 mm (0,7 mm pour Mac Laren) [60] est nécessaire dans les zones de contraintes maximales (tiers cervical des faces axiales, pour les canines dans les cas de fonction canine en diduction), sous la forme d'un large bandeau remontant au niveau des points d'impacts occlusaux, pour venir diminuer le long du trajet incisif, et ce, jusqu'au niveau le plus supérieur pour soutenir la composante cosmétique dans sa partie la plus incisale (figure 4).

Les dents mandibulaires ne subissent principalement que des forces axiales lors de la mastication, réalisant des conditions très favorables au travail en compression de la céramique. Une épaisseur de chape de 0,3 à 0,4 mm est alors suffisante, la profondeur de la limite étant comme au maxillaire, fonction de l'épaisseur de la cosmétique nécessaire au rendu esthétique [65].

Dans le cas des dents jeunes, vivantes, non discolorées, l'utilisation d'une chape translucide (In-Ceram® Spinell) devient indiquée. La lumière venant en réflexion sur les structures dentaires sous-jacentes, le montage cosmétique est alors réduit. Ceci sous-entend une préparation pouvant être de faible pénétration amélaire de 0,5 à 0,6 mm et la chape peut alors avoir une épaisseur de 0,3 mm (figure 4)[65]. Mais sur le plan mécanique, il ne faut pas trop réduire la chape car si on réduit l'épaisseur à 0,5 mm, la résistance à la flexion tombe à 225 MPa [60] et cela peut entraîner une fragilité.

Pour des dents dépulpées, discolorées ou très saturées, les chapes seront plus épaisses, moins translucides, teintées selon la teinte de base à retrouver et plus lumineuses (In-Ceram® Alumina). Le montage cosmétique est également plus important et une profondeur de préparation de 1 à 1,2 mm est nécessaire (figure 3) [65].

Au niveau de l'épaulement cervical, sa profondeur doit être de 0,6 mm en lingual ou en palatin (figure 3).

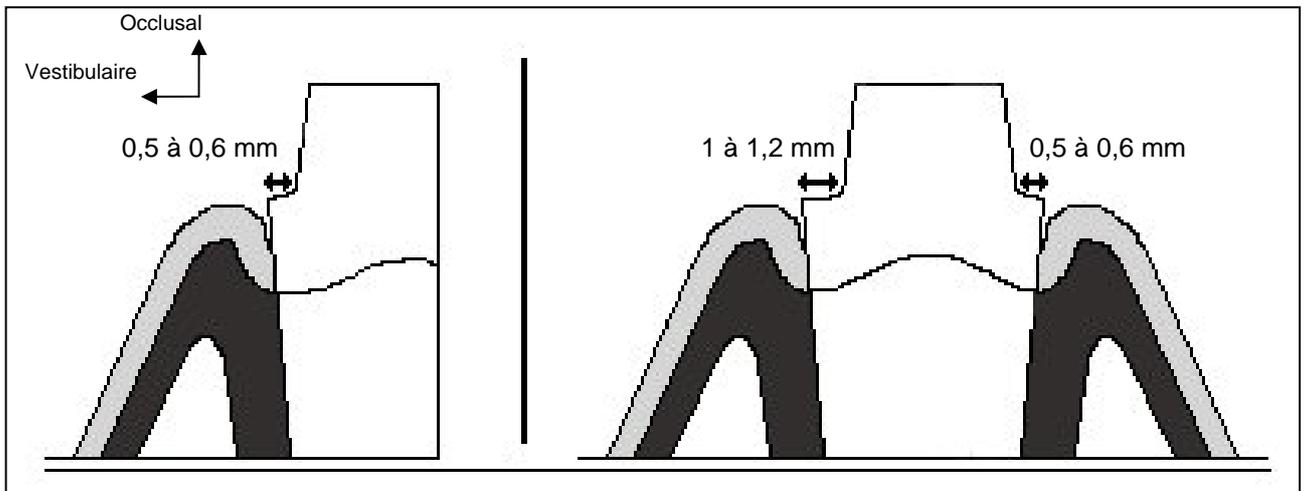


Fig. 3 : •à gauche : schéma synthétique d'une limite vestibulaire pour couronne collée antérieure (**In-Ceram® Spinell**) (d'après Mauny, Sadoun et Daniel) ;
 •à droite : schéma synthétique des limites de préparation pour couronne antérieure scellée (**In-Ceram® Alumina**) (d'après Mauny, Sadoun et Daniel).

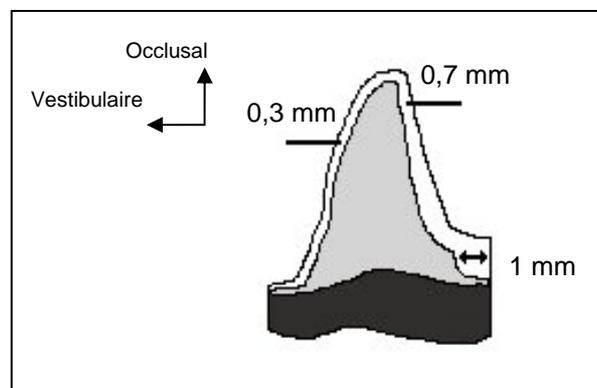


Fig. 4 : Schéma de l'infrastructure idéale d'une chape **In-Ceram® Spinell** au secteur antérieur (d'après Mac Laren).

➤ Préparations pour couronnes unitaires postérieures

En secteur postérieur, compte tenu des forces exercées, une épaisseur de chape minimale de 0,7 mm est nécessaire en essayant de majorer cette épaisseur au niveau des secteurs subissant des contraintes importantes (cuspidés d'appuis, crêtes marginales, points d'impacts occlusaux, cuspidés guides le long des trajets de diduction dans le cas de fonction de groupe) [65].

Il faut également privilégier un bandeau périphérique de 0,3 mm, pouvant être réduit à 0,1 mm sur les zones visibles (figure 6) [65].

Pour Mac Laren [60], le bandeau périphérique est de 0,7 mm en palatin ou lingual et de 0,5 mm en vestibulaire (figure 5).

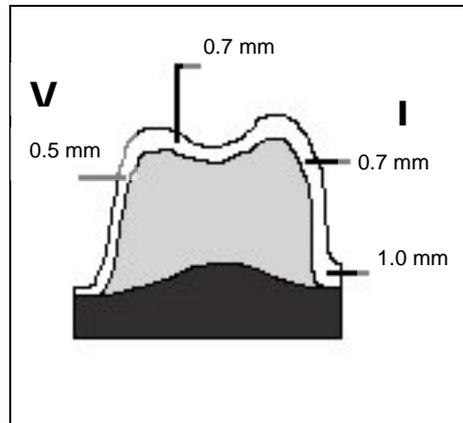


Fig. 5 : schéma de l'infrastructure idéale d'une chape In-Ceram® au secteur postérieur (d'après Mac Laren).

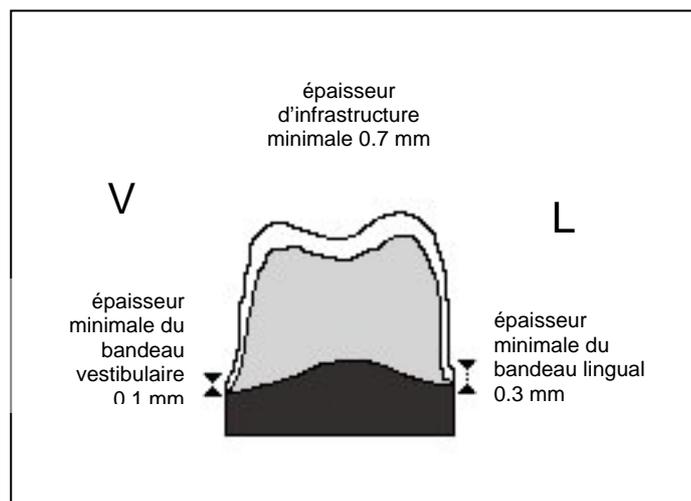


Fig. 6 : schéma synthétique d'une préparation pour secteur cuspidé et d'une infrastructure pour secteur postérieur en coupe sagittale (les valeurs indiquées correspondent aux valeurs inférieures) (d'après Mauny, Sadoun et Daniel).

Un cas particulier est réservé aux premières prémolaires car elles ne laissent souvent que peu de place dans la région cervicale, la chape pouvant être réduite à 0,3 mm comme sur le secteur antérieur.

Au niveau postérieur, l'exigence esthétique est moins prépondérante. Celle-ci dépend de la dent à restaurer et de sa place sur l'arcade : elle est à considérer principalement sur la moitié,

voire le tiers occlusal, à la mandibule et sur les faces vestibulaires des molaires et des prémolaires maxillaires.

La profondeur des limites ne saurait donc être inférieure à 0,7 mm, et ce dans une forme régulière dans un plan perpendiculaire au grand axe de la dent pour travailler la céramique au maximum en compression.

Les limites peuvent être épaissies, dans les régions visibles, en fonction de l'épaisseur de céramique cosmétique nécessaire à un bon rendu optique (jusqu'à 1, voire 1,2 mm).

Ces valeurs peuvent être majorées au profit d'une plus grande résistance mécanique dans le cas des dents déulpées [65].

Pour Mac Laren [60], la profondeur de la limite cervicale doit être de 1 mm quelque soit la dent car cela présente trois avantages :

- sa réalisation est facile pour le praticien,
- sa lecture est sans ambiguïté pour le prothésiste,
- le contrôle de l'adaptation marginale lors de l'essai clinique ne laisse aucun doute.

➤ **Bridges**

L'In-Ceram® Zirconia permet la réalisation de bridges antérieurs pouvant atteindre quatre éléments intermédiaires, et de bridges postérieurs, mais il faut prendre soin de respecter les dessins de l'armature qui ont été testés et éprouvés depuis douze ans [63].

5.1.3.1.2 Profils axiaux et réduction occlusale

➤ **Dans le plan axial**

Les préparations, que ce soit dans les secteurs antérieurs ou postérieurs, répondent en grande partie aux principes généraux des préparations coronaires périphériques pour céramo-métalliques : mise de dépouille, double convergence et homothétie.

D'autre part, épaisseur de réduction et profondeur des limites obéissent aux mêmes critères, l'une et l'autre étant interdépendantes.

Dans le détail, on peut rappeler quelques aspects :

- il faut arrondir les angles vifs afin d'éviter des concentrations de contraintes nuisibles à la tenue mécanique de la céramique ;
- une mise de dépouille plus marquée que les 7° habituels est préconisée, notamment pour faciliter la mise en forme au laboratoire. Ceci dit, les modes d'assemblage ont considérablement évolué et rares sont les praticiens pouvant affirmer respecter de manière continue ces 7° de convergence. Ainsi Kent dans une étude de dépouille de préparations de praticiens expérimentés, montre que les valeurs de convergence globales varient en fonction de la localisation de la dent et de son accessibilité à la vue, et ce, dans une fourchette comprise entre 8,6° et 26,6° (la valeur moyenne étant de 14,7°) [65].

➤ **La réduction occlusale**

A partir de la zone cervicale, un large bandeau remonte en proximal pour venir soutenir les crêtes marginales et faire travailler le matériau cosmétique en compression.

D'un point de vue clinique, la réduction est donc augmentée en regard de ces crêtes.

A l'aplomb de la face occlusale, l'épaisseur de la chape doit être comprise entre 0,7 et 0,8 mm et être majorée dans les zones de contrainte.

L'épaisseur de cosmétique sera ensuite en fonction du rendu esthétique à obtenir, au minimum 0,8 mm ; soit par conséquent, une réduction globale homothétique non inférieure à 1,5 mm voire 2 mm [60 ; 65].

5.1.3.1.3 Finitions

La finition de la préparation doit se faire avec une fraise fine diamantée ou avec une fraise en carbure de tungstène, dans le but de polir parfaitement les surfaces dentaires afin de ne pas gêner le retrait de l'empreinte et de faciliter la lecture du modèle au laboratoire.

5.1.3.2 Empreintes

Pour une bonne qualité d'empreinte, les élastomères ou les hydrocolloïdes réversibles, sont des matériaux de choix. On peut également utiliser un alginate (hydrocolloïde irréversible) qui sera spatulé sous vide.

Les élastomères les plus utilisés sont les élastomères siliconés réticulant par addition ou polyvinyl siloxanes [48].

Les empreintes, globales de préférence, sont réalisées soit en un seul temps par la technique du double mélange soit en deux temps avec la «Wash-Technic», et cela en fonction du nombre de préparations, du niveau de leur limite cervicale et de leur localisation sur l'arcade.

L'empreinte de l'arcade antagoniste est réalisée à l'alginate (l'idéal étant de la réaliser avec un élastomère).

5.1.3.3 Choix de la teinte

La prise de teinte se fait au moment des préparations puisque le verre d'infiltration de la chape participe à l'obtention du résultat esthétique [63].

Depuis 1998, un nouvel outil de prise de teinte est utilisé pour les produits Vita, dont le procédé In-Ceram®, le teintier Vitapan 3D Master®, basé sur les trois dimensions de la couleur : la luminosité, la saturation et la teinte.

La classification des teintes se répartit comme suit : le teintier comporte 26 teintes réparties en cinq familles de luminosité croissante (de très faible à forte), chacune des cinq familles comporte deux à trois échantillons de saturation et deux à sept échantillons de teintes différentes (M : médium, L : jaune, R : rouge) [59].

Il faut cependant noter que certains praticiens préfèrent utiliser le teintier Lumin Vacuum® de Vita ; des tableaux de correspondance entre les deux teintiers existent pour les prothésistes.

Les recherches entreprises par la société Vita ont établi une grande étude statistique sur la répartition des teintes en pourcentage de la population [59] (figure 7).

Familles	1	2	3	4	5
Luminosité	Forte	Normale	Moyenne	Faible	Très faible
Sous-familles de luminosité et de saturation	2	7	7	7	3
% de fréquence dans la population	2%	26%	50%	20%	2%

Fig. 7 : principe de classification du teintier Vitapan 3D Master® (d'après Lux et Richelme).

➤ **Protocole de prise de teinte**

• Détermination de la luminosité

La première opération consiste, parmi les cinq degrés possibles, à sélectionner la famille de luminosité se rapprochant au mieux de la luminosité de la dent de référence.

Cette étape, comme toutes les suivantes, s'effectue à la lumière du jour, de préférence, en tenant le teintier à bout de bras et en le rapprochant de la bouche du patient [59]

• Détermination de la saturation

On extrait ensuite l'éventail marqué «M» de la famille de luminosité choisie, et après l'avoir déplié à l'horizontale, nous choisissons l'échantillon de teinte du groupe M se rapprochant le plus de la dent de référence [59].

Il s'agit alors de déterminer si la dent de référence est claire ou foncée et de sélectionner soit :

- M1 : saturation faible,
- M2 : saturation moyenne,
- M3 : saturation forte.

• Détermination de la teinte

Dernière étape, il faut maintenant déterminer si la dent naturelle est plus «jaunâtre» (L) ou plus «rougeâtre» (R) que l'échantillon précédemment sélectionné (figure 10).

Si la dent est plutôt jaunâtre, on utilise l'éventail L composé de deux échantillons L1,5 (jaune peu saturé) et L2,5 (relativement saturé). On fait de même avec l'éventail R en présence d'une teinte rougeâtre [59].

Ce qui donne comme exemples de codification :

- 3R1,5 : 3 (famille de luminosité), R (teinte rougeâtre), 1,5 (degré de saturation).
- 4L2,5 : 4 (famille de luminosité), L (teinte jaunâtre), 2,5 (degré de saturation).

➤ **Transmission de la teinte**

Pour les teintes simples, on marque sur une fiche adéquat, le degré de luminosité et grâce à un hexagone marqué de 7 points, on note la saturation et la teinte.

Pour les teintes complexes , on peut préciser les valeurs en indiquant, par exemple, 50 % de 4R1,5 et 50 % de 4R2,5.

Ce teintier permet donc d'analyser avec finesse la teinte mais il peut être déconcertant au départ [59].

5.1.3.4 Enregistrement des rapports inter-maxillaires

Il se fait généralement à l'aide d'une cire d'occlusion ou par un élastomère très dur à prise rapide.

5.1.3.5 Réalisation de la couronne provisoire

La réalisation d'une couronne provisoire adaptée permet le maintien de la position de la dent et de la vitalité pulpaire, la protection de la préparation et de la santé parodontale, et permet également au patient de garder confort et esthétique.

La prothèse est scellée avec un ciment provisoire sans eugénol afin de ne pas risquer d'inhiber la polymérisation pendant le collage.

5.1.3.6 Etapes de laboratoire, essayages cliniques, scellement ou collage

➤ **Réalisation de l'infrastructure**

L'expérience et le recul clinique montrent que l'utilisation des matériaux du procédé In-Ceram®, notamment pour les infrastructures de bridge In-Ceram® Zirconia, implique de la part du prothésiste de se départir, en partie, des concepts d'armatures céramo-métal. En effet, le céramo-métalliste va minorer la forme de l'armature pour laisser un volume maximum au matériau cosmétique. A contrario, le céramo-céramiste va majorer la forme de l'infrastructure homothétique, qui participe à l'obtention de la teinte, et minorer le volume de la céramique de recouvrement. Ce mode de fonctionnement impose une codification stricte des volumes et du dessin des jonctions nécessaires aux éléments pluraux (figure 11) [15].

Distance interpiliers	Hauteur	Largeur
≤ 6 mm	3 mm	3 mm
≤ 8 mm	3,5 mm	3,5 mm
≤10 mm	4 mm	4 mm
≤12 mm	4,5 mm	4,5 mm
≤14 mm	5 mm	5 mm

Fig. 11 : volume des jonctions selon la distance interpiliers (d'après Daniel et Courant).

Le modèle issu de l’empreinte est traité classiquement, c’est-à-dire que les préparations sont indexées, séparées, les limites cervicales sont dégagées et un vernis d’espacement est mis sur la préparation sans atteindre la limite cervicale.

Une réplique de chaque préparation est réalisée en plâtre spécial Vita In-Ceram® à partir d’une empreinte du modèle positif unitaire.

La barbotine est ensuite préparée : dans un récipient en verre, il faut disposer 38 g de Vita In-Ceram® ALUMINA ou ZIRCONIA Powder, 1 ampoule de liquide de mélange Vita et 1 goutte d’additif. Le mélange se fait en posant le récipient en alternance sur le vibreur puis dans l’appareil à ultrasons VITASONIC II®. Pour finir, il faut mettre la barbotine 1 minute sous vide [100].

Pour les couronnes unitaires, chaque réplique est alors plongée dans la barbotine qui a la consistance d’une peinture épaisse.

Le plâtre absorbe l’eau de la pâte crue favorisant l’agglomération des grains d’alumine.

La morphologie de cette infrastructure est aisément modifiable par l’adjonction de barbotine au pinceau.

Pour les bridges, l’application de la barbotine se fait exclusivement au pinceau [100].

La pâte crue est laissée à l’air libre pendant 30 minutes puis l’ensemble est déshydrater dans un four par une montée en température jusqu’à 120°C en 6 heures. Cette manœuvre a pour but de déshydrater le plâtre, ce qui entraîne sa rétraction favorisant la séparation de la chape de son support.

Après cette déshydratation l’ensemble est porté en 2 heures à 1100°C en atmosphère aérienne. Cette température est maintenue pendant 2 heures. Cette cuisson correspond à la cuisson de frittage de l’armature.

Pour l’In-Ceram® Zirconia, un second frittage à 1180°C pendant 2 heures est nécessaire.

L'infrastructure possède alors une consistance crayeuse. Le prothésiste peut alors corriger la forme et la fonction des chapes par de légers meulages car après l'infiltration de verre les retouches ne seront plus possibles [15].

➤ **Infiltration de l'infrastructure**

Des verres d'infiltration, constitués de poudre de verre et d'eau distillée, codifiés suivant les principes de luminosité, saturation et couleur, permettent d'adapter l'infrastructure de la couronne à la multiplicité des teintes, et comblent les porosités de l'infrastructure.

Il existe 4 verres d'infiltration pour chaque procédé (In-Ceram® Alumina, Zirconia et Spinell).

A l'aide d'un pinceau le prothésiste applique une couche couvrante de verre uniquement sur l'extrados de la chape et sans recouvrir les bords de celle-ci.

La cuisson d'infiltration du verre se fait sur une tige de platine pour les couronnes unitaires et sur une feuille de platine pour les bridges, le verre se détachant facilement du platine.

La cuisson se déroule selon le protocole suivant :

- déshydratation du verre à 600°C pendant 5 minutes dans un four à céramique conventionnelle ;
- la chape est alors enfournée dans le four INCERAMAT® directement à 1100°C pendant 4 heures. Pour l'In-Ceram® Zirconia, cette cuisson se fait à 1140°C pendant 2 heures et demi.

Le verre comble les espaces laissés libres par les grains d'alumine.

En cas d'infiltration incomplète, il faut répéter l'opération [100].

➤ **Élimination des excédents de verre et contrôle de l'armature**

Les excédents sont d'abord éliminés avec un abrasif diamanté à gros grains puis le reste est sablé à l'oxyde d'aluminium 50 micromètres à une pression maximale de 3 bars [100].

L'armature est ensuite vérifiée de manière scrupuleuse au niveau de l'intrados et de son adaptation sur le modèle [15]. Il faut détecter le moindre défaut susceptible d'engendrer une fissure [102].

➤ **Cuissons de contrôle du verre**

➤ **Finition**

Elle consiste en un sablage à 50 micromètres sous 2,5 bars.

➤ **Essayage clinique de l'armature**

On vérifie les profils d'émergence, les adaptations cervicale et parodontale par l'interposition d'un silicone basse viscosité dans l'intrados des couronnes qui permet de visualiser d'éventuelles zones de friction.

Le praticien peut affiner la codification du montage esthétique.

➤ Montage de la céramique cosmétique

La céramique cosmétique doit avoir un coefficient d'expansion thermique équivalent à celui de la céramique utilisée pour la réalisation de la chape.

Le montage cosmétique se réduit au minimum puisque l'armature est déjà dans la teinte choisie. Ce montage est réalisé en stratifications conventionnelles de faible épaisseur afin d'avoir de faibles rétractions [63].

Deux cuissons de la céramique Vitadur Alpha® ou Vita VM7® sont nécessaires à l'élaboration d'un biscuit fonctionnel.

➤ Essayage clinique du biscuit

Le biscuit est essayé en clinique pour vérifier l'intégration esthétique et affiner les contacts proximaux ainsi que les contacts occlusaux statiques et fonctionnels.

➤ Finition

Elle ne nécessite qu'une cuisson du produit de glaçage, un polissage mécanique et un sablage de l'intrados.

➤ Scellement ou collage

Les couronnes In-Ceram® peuvent être scellées ou collées.

- Scellement

Le scellement des couronnes In-Ceram® est indiqué dans la plupart des cas (limites intrasulculaires ou juxtagingivales) [3 ; 4] ; il se fait alors plutôt avec des ciments verres ionomères renforcés à la résine dits CVI MAR ou CVIH (Fuji plus®, Fuji cem®, Ketac cem® ou Protec cem®) que des ciments verres ionomères classiques.

Les CVIH présentent une composition chimique similaire à celle des ciments verres ionomères classiques, à l'exception de monomères acryliques hydrophiles ajoutés à la matrice, dont la présence renforce la cohésion après la prise. Le durcissement du ciment après mélange est la conséquence d'un double phénomène : d'une part, une réaction acide / base entre la poudre et le liquide (comme pour le ciment verre ionomère conventionnel) et, d'autre part, une polymérisation des chaînes de résine. Ces matériaux hybrides peuvent donc être classés parmi les ciments [12].

Ces CVIH ont une capacité d'adhésion chimique élevée, une bonne étanchéité, une faible solubilité en bouche pour un film de très faible épaisseur, une facilité de mélange et de manipulation comme un ciment conventionnel et ils permettent un relargage limité de fluor [22 ; 35].

Deux apports majeurs, en comparaison avec les ciments verres ionomères classiques, découlent de l'incorporation de résine : le premier est la réduction de la solubilité du matériau et de sa sensibilité à la contamination hydrique au cours de la prise ; le second est une

amélioration substantielle des propriétés mécaniques, notamment en terme de cohésion et de résistance à la rupture [12].

Un traitement de surface est nécessaire avant un scellement au ciment verre ionomère. En effet, le passage des instruments rotatifs laisse les surfaces préparées recouvertes de boue dentinaire, constituée de débris de fraisage et de bactéries contaminés par les fluides buccaux. Le conditionnement de la surface par diverses solutions acides, comme l'acide citrique à 10 % pour le Fuji plus®, semble, en plus d'une action détergente, favoriser l'adhésion [4].

On peut également suivre un protocole de scellement optimisé qui améliore la qualité d'adhésion du verre ionomère sur les matériaux In-Ceram®. Cela consiste à passer une couche de liquide de mélange du verre ionomère aux intrados des couronnes, laisser agir une minute, souffler sans excès avec une soufflette, sans rincer. On effectue le mélange du ciment et on procède classiquement à une double induction [15].

Les ciments de scellement au phosphate de zinc ou les ciments verres ionomères classiques ne sont pas contre-indiqués mais ne paraissent pas être des choix judicieux [4].

- Collage

Lorsque les limites sont supragingivales, on peut choisir le collage ; dans ce cas les couronnes In-Ceram® sont alors collées avec un composite de collage (Panavia 21®) ou une résine 4 méta (Super bond®, Morita) qui est une résine copolymère chémo-activable [22 ; 63].

Le collage permet une répartition des contraintes subies dans l'ensemble de la dent restaurée. Ainsi la résistance mécanique de l'ensemble peut s'avérer supérieure à la résistance intrinsèque de chaque élément constituant l'assemblage. Le joint de colle reçoit et transmet les forces de sollicitation, mais idéalement, il doit être capable d'en dissiper une partie [22].

Dans le procédé In-Ceram®, les colles sont surtout indiquées pour les facettes.

On utilise des matériaux de collage dual ou chémo-polymérisables car la photopolymérisation seule est insuffisante sous l'épaisseur de céramique [3 ; 4].

Le traitement spécifique de la couronne avant collage passe par un sablage de l'intrados de la chape pendant 10 secondes pour créer une surface rugueuse. Contrairement à d'autres matériaux, l'alumine et la zircone sont acido-résistantes et le mordantage par l'acide fluorhydrique de l'intrados de la chape In-Ceram® ne contribue pas à améliorer la rétention micromécanique du polymère de collage.

De part la nature de l'alumine, la silanisation des chapes est inutile [39 ; 99].

La préparation spécifique des surfaces amélaire et dentinaire doit être réalisée pour aboutir à une rétention micromécanique et chimique, notamment par l'attaque chimique superficielle de l'émail grâce à un mordantage à l'acide phosphorique [12 ; 15 ; 59 ; 63 ; 67]. Mais ce mordantage doit être réalisé avec précaution pour ne pas entraver la vitalité pulpaire (ne jamais dépasser 15 secondes d'application sur la dentine).

Les ciments de scellement provisoires à base d'eugénol peuvent influencer sur les techniques de collage ; l'eugénol présente un effet inhibiteur sur les phases de collage et sur la polymérisation de la résine. De plus, en pénétrant les surfaces dentaires, il réduit les capacités

de liaison entre les tissus dentaires et les systèmes adhésifs. Cependant, certains procédés adhésifs (Scotchbond Multipurpose®, 3M) semblent peu sensibles à l'eugénol.

Par précaution, avant les procédures de collage, il est nécessaire de nettoyer la préparation à l'aide de brossettes chargées de pâte abrasive puis d'effectuer, après la séquence de mordançage, un nettoyage chimique à l'aide d'un gel d'hypochlorite de sodium qui sera parfaitement rincé pendant au moins 60 secondes [4].

Au niveau esthétique, seules certaines colles offrent un choix important de teintes et de pâtes d'essai. Cependant, leur teinte influence l'esthétique que pour des épaisseurs de céramique de l'ordre de 0,8 à 1 mm. Par ailleurs, cette teinte est importante essentiellement pour la visibilité du joint dento-prothétique dans les situations supra ou juxtagingivales de la limite prothétique [4].

Les colles présentent des inconvénients : elles doivent être utilisées en contrôlant parfaitement l'humidité (pose de la digue nécessaire), les possibilités de réintervention sont plus laborieuses et aléatoires du fait du caractère moins réversible qu'un ciment conventionnel, le mordançage peut être une étape traumatisante pour un moignon vital, les colles nécessitent une manipulation complexe faisant appel à des composants multiples ce qui augmente la probabilité d'erreurs de mise en place, et le film de collage peut être relativement épais [12 ; 35 ; 39].

Les nouveaux adhésifs auto-mordançants semblent moins nocifs pour la pulpe. Ces systèmes ne visent plus à éliminer totalement la boue dentinaire mais à la dissoudre partiellement. La déminéralisation superficielle et la pénétration de l'adhésif se font simultanément et il n'y a pas de rinçage de l'agent acide. Mais le pouvoir de déminéralisation de ces monomères d'acides faibles est sujet à de nombreuses polémiques. En effet, certains auteurs ont noté des diminutions de valeurs d'adhérence et une étanchéité amélaire moins bonne que celle obtenue avec un mordançage à l'acide phosphorique.

La dernière innovation est l'apparition des adhésifs dits «tout-en-un» qui regroupent l'étape de mordançage et de l'application de l'adhésif ; mais les premiers résultats *in vitro* sont controversés.

5.1.3.7 Reconstitutions corono-radicaux en alumine-zircone

Il est possible de réaliser des inlays-core en alumine-zircone, avec le procédé In-Ceram®. Compte tenu de la difficulté d'usinage de la zircone après infiltration, et afin de permettre d'éventuelles réinterventions cliniques, le choix a été fait de recourir à des tenons amovibles en fibre de carbone ou en fibres de verre (ou quartz) [106].

Les tenons en fibres de carbone sont constitués à 64 % de fibres de carbone, unidirectionnelles dans l'axe du tenon, et à 36 % de matrice époxy qui sert de liant aux fibres de carbone.

Ces tenons possèdent de nombreux avantages :

- une résistance mécaniquement supérieure à celle des métaux ;
- un module d'élasticité proche de celui de la dentine, lorsque la contrainte fait un angle de 30° avec l'axe du tenon ;

- une sollicitation moindre des tissus parodontaux grâce à une répartition des contraintes occlusales ;
- aucune interférence lors de l'utilisation des techniques actuelles d'investigation radiologique telles que scanner ou imagerie à résonance magnétique (ce qui peut être un inconvénient lors de la préparation du logement de tenon) ;
- et surtout une suppression des phénomènes de corrosion grâce à l'inertie électrochimique [68].

Mais l'inconvénient des tenons en carbone est qu'il peut se produire un certain délitement avec le temps. De plus, ces tenons donnent une légère ombre grise qui peut influencer la teinte de la racine si le parodonte est très fin [106]. On s'oriente alors plutôt vers les fibres de verre ou de quartz (exemples : Luscent®, Dentatus ; Endo-lightpost®, Bisco ; ParaPost®, Coltène Whaledent).

Ce type de reconstitution corono-radiculaire est utilisé afin de supprimer totalement le métal lors d'une indication esthétique si la dentine cervicale est claire et translucide, et que la gencive marginale est fine.

Une autre indication est liée à la biocompatibilité, à la disparition des phénomènes de corrosion ou d'allergie justifiant l'élimination totale des métaux [1].

Pour ce type de réalisation il faut prendre en compte le niveau de délabrement de la dent ; les limites dentinaires doivent rester à plus de 1 mm du parodonte marginal [106].

En secteur postérieur, on utilisera, pour le verrou, la racine la plus divergente en rapport avec l'axe de l'inlay-core. Néanmoins, une contre-indication subsiste pour les prémolaires, généralement au maxillaire, dont la morphologie présente un faible volume mésio-distal [15].

Plus la dent est délabrée, plus il faut faire appel au collage pour assurer la rétention. Ce collage sur la dentine d'une dent dépulpée est difficile car la dentine est moins perméable et les tubuli sont moins nombreux. Il faut utiliser un système adhésif adapté à l'humidité présente dans le canal [106].

On peut également utiliser du ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine (Fuji plus®) [106].

5.1.3.8 In-Ceram® sprint

Cette technique, avec duplication du modèle et coulée d'un plâtre spécifique permettant un temps de fabrication des chapes diminué, est réservée aux couronnes unitaires [15].

5.1.3.9 In-Ceram® turbo sprint

Cette technique a été mise au point par M. Sadoun, en 1999.

Elle permet de supprimer la phase de duplication et donc de travailler directement sur le modèle de travail par l'application d'un vernis espaceur spécifique. Celui-ci permet de combler les contre-dépouilles, de créer l'espacement adapté au procédé In-Ceram® et

d'agencer la microstructure des matériaux. Ce vernis espaceur est complété par un plâtre spécifique qui se coule directement dans l'empreinte [15].

Cette technique permet également de supprimer la phase de 6 heures de déshydratation avant frittage [63].

Il n'y a aucune modification des propriétés mécaniques.

Lorsque le laboratoire doit travailler dans des délais très courts, cette technique lui offre la flexibilité et la possibilité de réagir plus vite aux demandes de ses clients.

5.1.4 Indications et contre-indications

5.1.4.1 Indications

➤ In-Ceram® Alumina

Translucide, présentant une résistance à la flexion de 500 MPa en flexion trois points, il est indiqué pour la réalisation de chapes de couronnes unitaires postérieures et antérieures, sur dents pulpées ou dépulpées, et pour des bridges sur le secteur antérieur, jusqu'à la deuxième prémolaire, limités à deux intermédiaires.

➤ In-Ceram® Spinell

Ce procédé permet une préparation de faible pénétration amélaire et est surtout indiqué pour la réalisation des facettes dans le secteur antérieur.

Il est moins résistant (350 MPa) mais hautement translucide donc indiqué pour des couronnes unitaires sur dents pulpées et sur le secteur antérieur, sauf pour les canines.

➤ In-Ceram® Zirconia

Grâce à la présence de zircone, le comportement mécanique est amélioré ; toutefois on a une légère perte de translucidité. Il peut donc être utilisé pour :

- la réalisation d'inlays-core clavetés avec un tenon en fibres de carbone ou en fibres de verre ; ceci dans le cas où la dent est moyennement délabrée, que le collier périphérique est peu épais, qu'il y a plus de 1 mm de hauteur résiduelle et que la structure est antirotationnelle.
- la réalisation d'éléments unitaires notamment postérieurs, sur dents pulpées ou non, lorsque la situation clinique impose de favoriser la résistance mécanique de la restauration, lorsque les facteurs occlusaux sont peu favorables ou lorsque l'on a une faible dimension verticale nécessitant une préparation minorée, voire la réalisation d'une couronne monobloc sans restauration corono-radiculaire ;
- la réalisation de bridges antérieurs pouvant atteindre quatre éléments intermédiaires (notamment au niveau incisif mandibulaire pour la réalisation des bridges de canine à canine) ;
- la réalisation de bridges postérieurs limités par «prudence», selon les recommandations du fabricant, à un élément intermédiaire [63].

Certains prothésistes qui maîtrisent bien le procédé réalisent des bridges postérieurs de plus grande étendue et avec plusieurs éléments intermédiaires.

➤ In-Ceram® sprint

Elle permet une réalisation plus rapide des couronnes unitaires, seulement.

➤ **In-Ceram® turbo sprint**

Cette technique se substitue en grande partie à la technique traditionnelle pour les restaurations unitaires. Elle permet aussi la réalisation de reconstitutions corono-radiculaires tout céramique [15].

5.1.4.2 Contre-indications

Les contre-indications du procédé In-Ceram® sont celles communes à toutes les céramiques : bruxisme sévère, hauteur et largeur de préparation insuffisantes, malocclusions et les préparations dentaires cervicales présentant un chanfrein ou une limite simple ou à la trace [15].

5.2 IPS Empress 2®

5.2.1 De l'IPS Empress® à l'IPS Empress 2®

Le système Empress® fut, en 1991, le premier système de céramique pressée commercialisé sur une grande échelle en France.

Il permet de réaliser des éléments prothétiques unitaires sans support métallique.

La céramique est un verre renforcé à la leucite, de haute transparence, contenant de manière latente des germes minéralisateurs. Après plusieurs traitements, les germes deviennent des cristaux de grosseur uniforme et de petites dimensions. Cette cristallisation dirigée est le concept des vitrocéramiques. Leur structure minimise les défauts internes et limite le développement des fissures.

Les caractéristiques physiques de l'IPS Empress® permettent une précision et une adaptation cliniquement acceptables. L'homogénéité et la cristallinité du matériau en font un produit moins abrasif pour les dents antagonistes mais les valeurs de la résistance à la flexion se sont avérées insuffisantes pour répondre aux sollicitations mécaniques en bouche. C'est pourquoi l'IPS Empress 2® a été mis au point.

Cette céramique possède des propriétés mécaniques supérieures à celles de l'IPS Empress® (résistance à la flexion, ténacité, dureté de Vickers et module d'élasticité augmentés), une résistance chimique et une transparence plus importantes [51].

Le système IPS Empress 2® cherche à reproduire au plus près la dent naturelle : il faut donc que la dent soit transparente, fluorescente, opalescente, et elle ne doit pas abraser les dents naturelles antagonistes. Un des grands avantages de ce nouveau système est de permettre soit le collage soit le scellement de la prothèse. En effet, le système Empress® ne permettait que le collage [16 ; 18].

5.2.2 Composition

Le coffret IPS Empress 2® contient deux types de matériaux :

➤ d'une part les matériaux pour la technique de maquillage, tels qu'ils étaient présentés dans la technique Empress®, c'est-à-dire des lingotins frittés avec des opacités différentes et des maquillants dentinaires sous forme de pâte destinés à maquiller une couronne homogène en céramique pressée renforcée à la leucite ;

➤ d'autre part, et c'est l'innovation du système Empress 2®, un matériau céramique, fritté, à base de disilicate de lithium proposé sous forme de lingotins, destiné à être pressé sous forme de chape, sur laquelle on appose par stratification une céramique cosmétique à base de fluoroapatite et de cristaux d'apatite, présentée sous forme de poudres [16].

Depuis un an, la firme Ivoclar commercialise un nouveau matériau de stratification basse fusion pour le recouvrement des armatures en IPS Empress 2®, l'IPS Eris®.

Les nouveautés de ce système sont :

- des températures de cuisson réduites pour une compatibilité élevée avec la matériau d'armature au disilicate de lithium,
- un assortiment important de masses Occlusal, Dentine, Mamelon et Opal Effect pour les caractérisations individuelles (en plus des masses Dentine, Incisale et Transparent déjà existantes),
- 4 teintes Bleach très claires en complément du teintier Chromascop,
- IPS Connector pour la conception d'armatures de bridges,
- et une procédure de travail simplifiée au laboratoire grâce à l'introduction d'IPS Empress Universal Shade, maquillants dentine en pâte, et des masses Stains, maquillants disponibles en 14 teintes qui servent à la reproduction d'effets naturels [49 ; 50].

Plusieurs avantages découlent de ce matériau : une bonne tenue des poudres lors du modelage, une homogénéité avant et après cuisson, une qualité constante du mélange même après réhumidification des poudres, et de très bons effets optiques (transparence, effets de profondeur et homogénéité) [50 ; 51].

La céramique pressée est fabriquée à partir d'un mélange de verres de base, avec adjonction de colorants, d'agents de fluorescence et d'additifs pour augmenter le point de ramollissement.

Ces verres de base sont fondus en continu entre 1400°C et 1600°C.

Afin de garantir l'homogénéité de la fritte, celle-ci est refroidie rapidement puis séchée et moulue. Les poudres obtenues vont alors être pressées sous forte pression (environ une tonne), à température ambiante, de manière à former des cylindres de 13 mm de diamètre de 12 à 24 mm de hauteur. Ces lingotins sont chauffés jusqu'à une température de germination où, pendant un temps déterminé, les germes cristallins vont se développer. A la fin de ce temps, la température est augmentée jusqu'à la température de cristallisation. C'est à cette température (environ 900°C) que le verre devient céramique [2 ; 82].

La structure de cette céramique pressée s'organise donc en un réseau cristallin interpénétrant, composé de cristaux de disilicate de lithium avec une phase principale sous forme d'aiguilles et une phase secondaire composée de cristaux d'orthophosphate de lithium. Cette part cristalline représente 60 % en volume de la vitrocéramique [31].

Les verres de base de la céramique pressée et de la céramique de stratification ont les compositions suivantes [82 ; 51] :

Composants	Céramique pressée IPS Empress 2®	Céramique de stratification IPS Eris®
SiO ₂	57 à 80 %	60 à 72 %
Al ₂ O ₃	0 à 5 %	2 à 8 %
P ₂ O ₅	0 à 11 %	0 à 1 %
K ₂ O	0 à 13 %	11 à 23 %
F	-	0 à 1 %
Na ₂ O	-	1 à 4 %
CaO	-	1 à 10,5 %
ZnO	0 à 8 %	8,5 à 20 %
Li ₂ O	11 à 19 %	1 à 5 %
La ₂ O ₃	0,1 à 6 %	-
MgO	0 à 5 %	-
Additifs	8 %	3 à 10 %

5.2.3 Propriétés

Les céramiques du système IPS Empress 2® sont caractérisées par leurs bonnes propriétés mécaniques, optiques et leur biocompatibilité.

5.2.3.1 Mécaniques

La part importante des cristaux de disilicate de lithium est à l'origine de la résistance du matériau. La propagation des fissures est stoppée à l'interface de la phase vitreuse et du cristal [31].

La résistance à la flexion de la céramique pressée Empress 2® varie de 215 à 433 MPa, selon le rapport de la société Ivoclar (figure 12) [51].

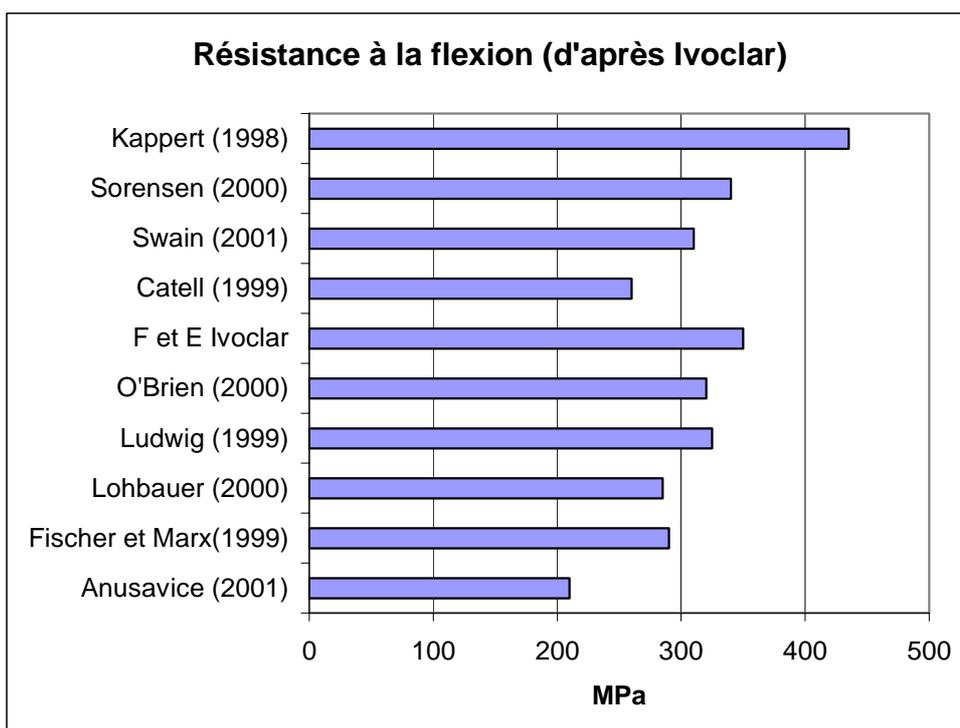


Fig. 12 : résistance à la flexion de l'IPS Empress 2®.

Selon Schwieger, elle est de 350 plus ou moins 50 MPa ; elle est donc supérieure à celle de l'Empress® (175 MPa) [82] ; mais elle reste inférieure à celle de l'In-Ceram® Alumina ou Zirconia.

La céramique de stratification IPS Eris® possède une résistance à la flexion de 85 MPa [52].

La ténacité de la céramique pressée IPS Empress 2® est élevée avec une valeur du K_{IC} de 3,2 $MPa \times m^{1/2}$ (figure 13) [51].

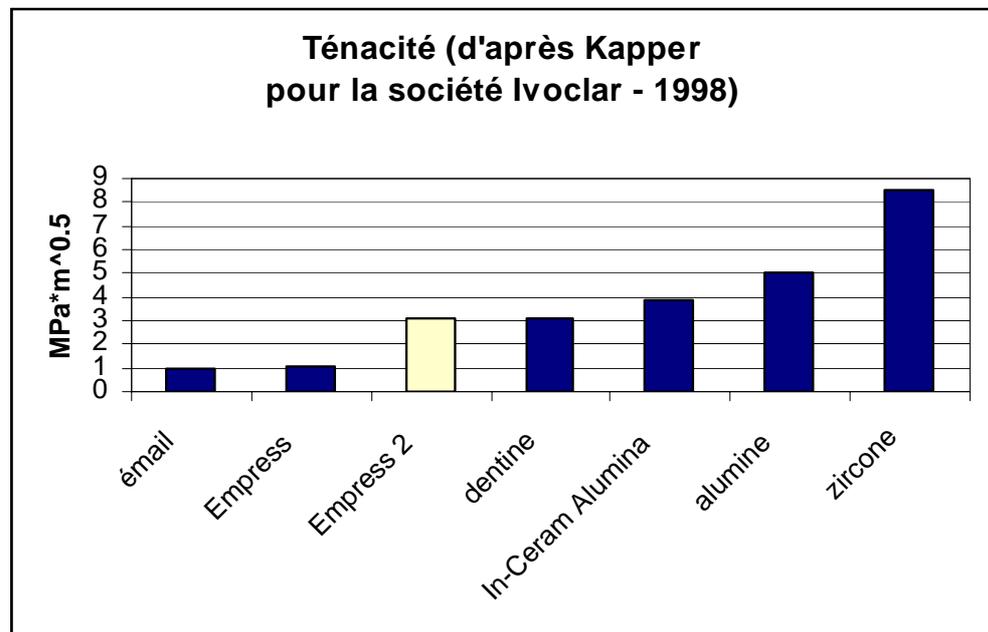


Fig. 13 : ténacité de l'IPS Empress 2®.

Le module d'élasticité de la céramique Empress 2® est également supérieur à celui de la céramique Empress® avec une valeur de 95 GPa contre 60 GPa pour l'Empress® (figure 14) [51].

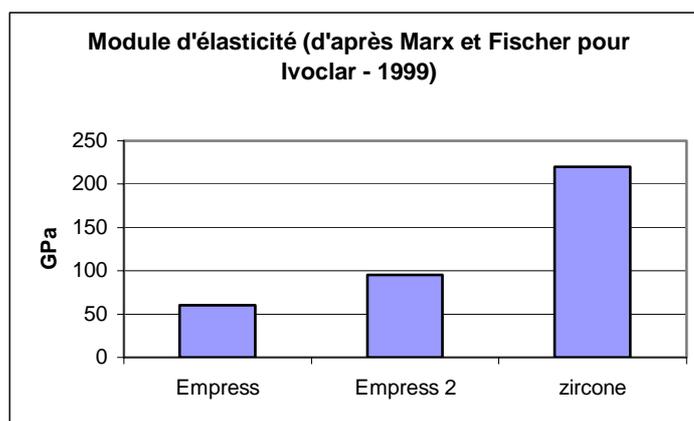


Fig. 14 : module d'élasticité de l'IPS Empress 2®.

Ces valeurs semblent insuffisantes pour permettre la réalisation de bridges dans le secteur postéro-latéral.

5.2.3.2 Optiques

La haute translucidité de ce matériau (proche de celui de la dent naturelle) peut être attribuée à la compatibilité optique entre la matrice vitreuse et les cristaux de disilicate de lithium. L'indice de réfraction de ces deux phases étant très proche, la dispersion de la lumière à l'interphase et l'opacité sont faibles.

De plus, l'objectif était de créer une céramique aux propriétés nouvelles calquées sur celles de l'émail naturel. Celui-ci étant essentiellement composé d'apatite hydroxyle, la nouvelle céramique de stratification est donc naturellement devenue une vitrocéramique à base d'apatite [31].

Ces cristaux d'apatite favorisent donc les propriétés optiques de la céramique de stratification telles que la translucidité, la luminosité et la circulation de la lumière [49].

5.2.3.3 Biocompatibilité

La céramique pressée et la céramique de stratification possèdent une bonne résistance chimique. En effet, après seize heures de traitement à 80°C et avec de l'acide acétique à 4 % on ne note qu'une perte de substance inférieure à 100 µg/cm² [82].

Ces deux céramiques ont un coefficient d'abrasion semblable à celui des dents naturelles, ce qui implique une faible agressivité abrasive vis-à-vis des dents naturelles antagonistes [82].

5.2.4 Protocole opératoire

5.2.4.1 Préparations

La préparation cervicale des dents supports est la même que pour les autres systèmes céramo-céramiques : un épaulement à angle interne arrondi ou un congé large.

Si on veut réaliser un collage, la limite doit être supragingivale, ou tout au plus juxtagingivale.

Quant à la réduction tissulaire pour les dents antérieures, sur les faces vestibulaires il faut un espace de 1,5 mm et une limite cervicale de 1 mm. Sur les faces palatines on souhaite 1,5 mm, mais dans certains cas d'occlusion serrée on peut se limiter à 0,8 mm. Il faut une réduction du bord incisif de 2 mm environ.

Sur les faces occlusales des dents cuspidées, il faut 2 mm de céramique et une réduction axiale de 1,5 mm ainsi qu'une limite cervicale d'une profondeur de 0,8 mm.

La hauteur du moignon doit être de 4 mm au minimum.

Les zones de transition entre les faces doivent être arrondies [16].

Pour la réalisation des bridges, la société Ivoclar recommande que la longueur du secteur édenté entre les deux piliers ne soit pas supérieure à 11 mm en antérieur et 9 mm en postérieur [16].

5.2.4.2 Empreintes, prise de teinte et réalisation de la prothèse provisoire

Une empreinte complète de l'arcade est réalisée en double mélange au moyen de silicone par addition.

Au préalable, des cordonnets rétracteurs ont été mis en place dans le sulcus puis retirés afin de donner une bonne définition des limites cervicales dans les endroits où les préparations sont juxtagingivales.

L'empreinte de l'arcade antagoniste est réalisée avec de l'alginate ou un élastomère.

Le praticien fournit au laboratoire de prothèse un enregistrement de la position d'intercuspidation maximale ou de relation centrée suivant le cas.

Les informations relatives à la couleur de la dent sont communiquées à l'aide du teintier Chromascop® (Ivoclar). La teinte peut également être prise avec le teintier Lumin Vacuum® de la firme Vita, mais le nombre de teintes est plus restreint.

Cinq couleurs de lingotins sont disponibles pour les 5 gammes de couleurs du teintier, plus un lingotin très lumineux appelé «Bleach» utile après blanchiment.

Il est recommandé de prendre la teinte de la préparation en même temps que la teinte générale de la dent car la teinte finale est obtenue par la combinaison de la teinte de la chape avec celle de la céramique de surface et également avec celle du moignon sous-jacent [16].

Une prothèse provisoire en résine est réalisée puis scellée, avec un ciment provisoire sans eugérol si on décide de réaliser un collage.

5.2.4.3 Réalisation de la chape et essayage clinique

L'empreinte est coulée classiquement avec des plâtres durs dont l'expansion est de 0,08 %. Sur les modèles positifs unitaires, un vernis espaceur de 20 µm d'épaisseur et de couleur neutre est appliqué sur les parois axiales du moignon, sans recouvrir l'épaule pour ne pas pénaliser la réalisation d'un joint parfait.

On élabore une maquette en cire (wax-up) de la restauration finale par la technique de la cire perdue avec des cires combustibles brûlant sans résidus.

Une clé en silicone est réalisée sur le wax-up. Une maquette de la chape est obtenue par réduction de la cire, la clé en silicone guidant l'opérateur. Il faut une épaisseur minimale de chape de 0,8 mm [10].

Pour les bridges, le modelage de la maquette de l'armature respecte quelques règles importantes :

- l'épaisseur minimale de la maquette doit être de 0,8 mm,
- la section de liaison interdentaire doit être au minimum de 4 x 4 mm, et la liaison pilier / dent doit également être d'une section 4 x 4 mm,
- des bandeaux peuvent être aménagés en céramique de base,
- les éléments intermédiaires de bridges sont homothétiques,

➤ la céramique cosmétique est soutenue dans les zones stratégiques (cuspides porteuses d'occlusion, par exemple).

Des tiges de coulées, de 2 à 3 mm de diamètre et de 5 à 8 mm de longueur, sont positionnées sur la maquette en cire ; puis elle est mise dans un revêtement spécifique (Speed IPS 2®, Ivoclar).

Après le temps de prise (une heure), le cylindre est monté en température de 3 à 6° par minute jusqu'à 850°C et maintenu 1h30 à cette température. Le cylindre est alors prêt à l'injection.

Le lingotin et le piston sont préchauffés sur un support réfractaire.

La pressée se fait automatiquement dans le four Programat EP 600®. La montée en température est de 60°C par minute jusqu'à 1100°C. Après un palier de 20 minutes, l'injection est réalisée par progression du piston de 0,3 mm par minute [10].

Après une heure de refroidissement, la pièce est démoulée par sablage de lustrant de 50 à 10 micromètres. Cette opération étant délicate, elle se déroule en deux étapes. Un premier sablage sous 4 bars de pression autour de la pièce, puis un démoulage fin directement sur l'objet sous 2 bars de pression.

Pour séparer la couronne de sa nourrice, le disque diamanté est conseillé et le refroidissement à l'eau évitera les microfissures.

La chape pressée est ensuite grattée et contrôlée sur le maître modèle puis observée au microscope pour détecter le moindre défaut susceptibles d'engendrer une fissure. Le coefficient d'abrasion de la chape étant proche de celui d'une dent naturelle, on peut, dans des conditions difficiles, se contenter de mettre de la céramique cosmétique uniquement sur les faces vestibulaires et proximales, et établir un contact occlusal sur la chape [16].

Il est prudent d'essayer la chape en bouche pour contrôler la stabilité et l'ajustage.

5.2.4.4 Finitions

➤ Cuisson de connexion

Il faut noter que toute cette description concerne la réalisation de couronnes Empress 2® par la technique de stratification. On peut également utiliser la technique de maquillage de surface : dans ce cas, on réalise la totalité de la couronne en IPS Empress 2® puis on la maquille en surface et on la glace pour obtenir l'esthétique voulue [39].

Après validation clinique de la chape, on procède à la cuisson de connexion.

La chape, après mise en place sur le modèle, est sablée soigneusement à l'oxyde d'alumine à 1 bar de pression, et nettoyée à la vapeur.

De la poudre dentine de la couleur de base, mélangée au liquide glazure est appliquée en fine couche puis cuite à 800°C. Cette couche assurera la liaison entre le matériau pressé et la masse de stratification.

➤ **Modelage des masses cosmétiques**

Un composite photopolymérisant de la couleur du moignon est apposé dans l'intrados de l'infrastructure. Il sert de support chromatique pour le choix et l'élaboration de la couche cosmétique.

Lors du modelage, il faut surdimensionner le volume de pâte crue pour anticiper le retrait à la cuisson. Dans le même temps, il faut disposer précisément les couches de couleur et de translucidités différentes.

La céramique de stratification se modèle de manière conventionnelle. La poudre d'une granulométrie extrêmement fine, associée à son liquide de modelage, donne un mélange d'une consistance plastique, de bonne tenue qui ne s'écroule pas lors du montage.

On dispose au collet les masses les plus saturées. Ces masses remontent au milieu de la dent. Puis la masse représentant le noyau de la dentine est déposée, recouvrant en partie la première couche. La couleur de la dentine est dépendante de la teinte de la masse de base choisie à la pressée.

Une couche incisale est déposée comme poudre de transition. Elle recouvre les sommets et pourtour de la dentine et est «brossée» vers le collet. Cette masse permet une transition douce entre la dentine et les masses transparentes.

D'autres couches incisales peuvent être ajoutées en fonction du résultat souhaité.

Les premières couches d'émail sont recouvertes de masses opalescentes. Elles permettent la diffusion des couleurs plus saturées sous-jacentes. D'autres poudres peuvent être déposées si on veut augmenter la luminosité, diminuer la transparence, etc.

➤ **Cuissons des masses cosmétiques**

Le modelage de la couronne terminé, la première cuisson s'effectue à 800°C. La base pressée à 920°C ne subira aucune déformation.

Des éventuelles cuissons de correction peuvent être effectuées [50].

La couronne est ensuite passée à la vapeur afin de la nettoyer.

➤ **Essayage clinique**

➤ **Glaçage**

La glaçage thermique permet l'obtention d'un état de surface satisfaisant. C'est l'ultime méthode de renforcement de la céramique cosmétique, et, par conséquent, de la reconstitution globale. Pour cela, la surface de la céramique est recouverte de glazure Empress 2® mélangée au liquide.

Des Stains sont à disposition pour des colorations de surface. Ce sont des maquillants, disponibles en 14 teintes, qui servent à la reproduction d'effets naturels [51].

Pour la dernière cuisson, le four est réglé à 770°C pendant deux minutes sous atmosphère [19].

Cette cuisson d'homogénéisation ferme les porosités, les fissures de surface et renforce la prothèse.

5.2.4.5 Collage ou scellement

Avec le système Empress® de première génération, les couronnes unitaires devaient être obligatoirement collées.

Avec la céramique Empress 2®, les propriétés renforcées de la céramique autorisent le scellement, même si dans la plupart des cas, la technique adhésive, plus performante, est recommandée [19].

➤ Scellement

Après l'essayage en bouche, l'intrados est nettoyé avec de l'acide phosphorique afin d'éliminer les protéines salivaires.

Le scellement conventionnel est plus simple pour le praticien, tout particulièrement en ce qui concerne l'assèchement du champ opératoire et l'élimination des excédents.

La société Ivoclar a développé un ciment de scellement qui présente les avantages des ciments conventionnels mais constitue une amélioration sensible pour ce qui est de l'adhésion et de la résistance, le Pro Tec CEM® [10 ; 96].

Le tableau ci-dessous permet une brève comparaison avec une colle composite, le Variolink II® d'Ivoclar [10 ; 96] :

	Pro Tec CEM®	Variolink II® (base + catalyseur)
Type	ciment ionomère hybride	colle composite
Résistance à la flexion N/mm ²	45	110
Module d'élasticité N/mm ²	3000	8300
Résistance à la compression N/mm ²	120	240
Radio-opacité % Al	350	450
Solubilité à l'eau μmm ³	4	1
Epaisseur du film μm	18	-
Temps de prise mn.	3	4
Expansion linéaire (après 2 semaines)	0,38	0,17

➤ Collage

Pour certains auteurs, bien que le scellement avec un verre ionomère à très faible expansion soit recommandé dans certains cas cliniques, la technique adhésive est préconisée et reste la plus fiable. Les études montrent l'influence directe du collage sur les propriétés mécaniques du matériau donc sa résistance à la fracture.

Pour optimiser le succès clinique du collage, à long terme, il nécessite une attention soutenue pour chaque détail et doit suivre un protocole précis dont les étapes fondamentales sont décrites ci-dessous [102] :

- après la dépose de la couronne provisoire, la préparation est nettoyée avec le système Air-flow qui consiste à projeter de l'eau et une poudre de bicarbonate pour une élimination efficace de toute trace de ciment ;

- l'intrados de la couronne est préparé comme suit :

- mordantage à l'acide fluorhydrique pendant 20 à 30 secondes (gel IPS Ceramic®, Ivoclar) ;
- neutralisation de l'acide par lavage avec de l'eau mélangée à un poudre neutralisante composée de carbonate de sodium et de carbonate de calcium ;
- après séchage, deux applications successives de silane (Monobon S®, Ivoclar) laissées à l'évaporation pendant 60 secondes chacune ;
- enfin, application uniforme d'une fine couche d'adhésif amélo-dentinaire (Excite®, Ivoclar) sans photopolymérisation .

La couronne ainsi préparée est placée à l'abri de la lumière du scialytique pour éviter toute amorce de polymérisation.

- En bouche, la préparation du moignon est la suivante :

- isolement de la salive avec des cotons et des fils de rétraction ;
- décontamination à l'aide d'une solution antiseptique (chlorhexidine) ;
- mordantage total avec un gel d'acide phosphorique à 37 % pendant 15 secondes (Total Etch®, Ivoclar) ; ce geste est à modérer car l'acide risque d'activer la vitalité pulpaire ;
- après rinçage et séchage modéré, application de l'adhésif amélo-dentinaire, photopolymérisé pendant 30 secondes.

- Puis on procède à l'enduction à la fois de la préparation et de l'intrados de la couronne avec un composite de collage dual (Variolink II®, Ivoclar). Plusieurs teintes sont proposées : transparente, opaques ou universelles (A2, A3). Si la préparation présente des dyscolorations on utilisera une teinte opaque.

On peut, au préalable, choisir la teinte du composite de collage par des essayages à l'aide de pâtes d'essais à base de glycérine.

Les composites de collage Multilink® (Ivoclar) ou Panavia ® sont également indiqués.

- Enfin, mise en place de la restauration en appliquant une pression douce et continue. La couronne est maintenue pendant 10 à 15 secondes de photopolymérisation (photo 11).

Après retrait du fil de rétraction, les limites sont examinées et tout excès de colle est éliminé avec une curette parodontale.

5.2.4.6 Faux moignons céramisés, tenons Cosmopost® et technique Monoblok® intégrale

Lors de reconstitutions corono-radicales, en raison de la translucidité de la céramique surtout dans la région antérieure où les dents sont peu épaisses, la céramique Empress® permet d'optimiser l'esthétique en donnant à la reconstitution coronaire, voire corono-radulaire, une teinte adaptée à la restauration finale.

Pour cela, deux possibilités existent : le faux moignon céramisé et le tenon CosmoPost® où une céramique peut être pressée et adaptée par-dessus afin d'obtenir un moignon en céramique [18].

L'inconvénient de l'inlay-core céramisé est qu'il ne supprime pas d'éventuels problèmes de corrosion et de biocompatibilité inhérents au métal. En effet, la corrosion des tenons métalliques peut conduire à des dépôts de matières dans les tissus dentaires et parodontaux. Les conséquences peuvent être des colorations des tissus durs et mous ainsi que des réactions inflammatoires de la gencive.

La société Ivoclar a commercialisé un nouveau tenon endodontique en oxyde de zirconium, le CosmoPost®.

Une céramique contenant de l'oxyde de zirconium (lingotin IPS Empress® Cosmo) peut être pressée et adaptée par-dessus. Cette méthode permet d'obtenir des tenons anatomiques tout en céramique et présente la solution idéale pour la reconstitution du moignon individuel sans métal des dents antérieures. Le tenon peut également être utilisé en technique directe avec du matériau composite.

Mais certains problèmes liés à la nature du tenon peuvent apparaître ; en effet, la zircone peut montrer des résistances à la dépose.

Tous ces éléments peuvent être collés ou bien scellés à l'abri de la salive.

Certains auteurs préfèrent la solution du scellement avec un ciment verre ionomère à celle du collage. La procédure est plus simple et surtout, un éventuel démontage sera beaucoup moins problématique que si le tenon est collé [18]. Pour d'autres, le collage est préférable car il confère la résistance et la précision d'adaptation finales [31].

D'autre part, pour des indications bien précises concernant la restauration de dents dépulpées la technique Monoblok® intégrale peut être employée [76]. Elle a été décrite et publiée en 1994, puis reprise et représentée par de nombreux auteurs qui en apprécient l'efficacité lorsque l'indication est favorable.

Il s'agit d'un système utilisant la chambre pulpaire, ainsi que le collage, comme moyen de rétention, et non pas l'ancrage radulaire.

Par l'existence d'un tenon court et large (environ 5 x 5 mm) faisant partie intégrante de la couronne destinée à être collée, est évité l'inlay-core, qui risquerait de fragiliser la racine, et la présence de métal.

Lorsqu'une dent à restaurer possède encore des parois autour de la chambre pulpaire, un tenon court et large suffit à assurer la rétention. Le mode d'assemblage par collage constitue la clé de voûte de l'édifice.

La préparation pour la technique Monoblok® répond aux règles habituelles de la prothèse fixée en termes de sustentation, de rétention et de stabilisation. Concernant la préparation, ces trois fonctions sont assurées par trois zones distinctes :

- la sustentation est assurée essentiellement par la marge périphérique, dressée en forme d'épaulement à angle interne arrondi ;
- la rétention est obtenue par l'ancrage dans la chambre centrale : elle doit être profonde de 4 à 5 mm et présenter au moins 3 parois ;
- la stabilisation est assurée par le trottoir circulaire situé entre l'épaulement périphérique, dont les limites doivent être supragingivales pour assurer un bon collage, et le logement central.

Une fois l'empreinte réalisée, une maquette traditionnelle en cire est réalisée, puis mise en revêtement réfractaire et pressée en vitrocéramique Empress 2®.

Pour le collage, on utilise une colle résine 4 Meta (Super Bond®) ou un composite de collage, associé à un adhésif amélo-dentinaire : ceux-ci doivent être radio-opaques et conférer ainsi à l'édifice une apparence radiologique typique.

La technique Monoblok® est indiquée pour les molaires maxillaires et mandibulaires et parfois pour les prémolaires. Dans certaines situations favorables, des canines et des incisives maxillaires peuvent être traitées avec succès (bons rapports hauteur / section du tenon d'ancrage et hauteur / section de la couronne prothétique).

Un mauvais contrôle de plaque dentaire de la part du patient est une condition défavorable pour la longévité des joints collés et de la prothèse [76].

5.2.5 Indications et contre-indications

5.2.5.1 Indications

Le système IPS Empress 2® est surtout utilisé pour sa translucidité lors de restaurations céramo-céramiques unitaires sur dents antérieures vivantes de teinte claire ou sur des dents dévitalisées mais reconstituées avec un faux moignon en composite ou en céramique, excepté les canines.

D'après le fabricant, ce système peut être utilisé pour la réalisation de bridges de trois éléments dans le secteur antérieur jusqu'à la deuxième prémolaire ; mais les valeurs de résistance à la flexion de la céramique restent faibles.

5.2.5.2 Contre-indications

La technique Empress 2® n'est pas la mieux adaptée si le moignon sous-jacent est métallique ou d'une couleur très saturée, et l'épaisseur faible [16].

Le tenon Cosmopost® n'est pas indiqué en cas de correction d'un axe de dent trop vestibulé [31].

Sinon , comme pour toutes les reconstitutions céramiques, un bruxisme sévère, des hauteurs et largeurs de préparations insuffisantes ainsi que des malocclusions contre-indiquent l'utilisation de ce procédé.

5.3 La CFAO

La CFAO, Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (en anglais CAD / CAM : Computer Assisted Design / Computer Assisted Manufacturing) désigne un ensemble de processus industriels qui ont été développés pour simplifier et standardiser les techniques dans les tâches répétitives.

Lors d'une fabrication d'un système par CFAO, des étapes de travail et de réalisation sont effectuées ou planifiées à l'aide d'un ordinateur [34].

En dentisterie, la CFAO permet la réalisation de chapes et de couronnes entièrement en céramique.

Le travail de F. Duret sur les empreintes optiques constitue l'acte de naissance de la CFAO dentaire parce qu'il a permis, en 1982, de structurer l'équipe de chercheurs et la chaîne technologique qui ont réalisé la première démonstration de CFAO puis les premières couronnes unitaires.

En Suisse, Mörmann et Brandestini sont à l'origine du système Cerec® tandis qu'en Suède Andersson a développé le système Procera®.

Selon Witkowski, on peut distinguer trois catégories de procédés CFAO dentaire :

- Les procédés additifs sur une réplique de moignon (Procera®).
- Les procédés soustractifs (Cerec®).

Ils permettent d'usiner des blocs de matériaux par enlèvement de matière avec des machines à commande numérique.

- Les procédés additifs de formage libre par couches successives.

Ils font appel à plusieurs techniques mais sont moins développés dans le domaine odontologique [97].

5.3.1 Procera® AllCeram

Le système a été conçu et développé par M. Andersson et A. Odén en 1993 pour réaliser des constructions en titane, car ce métal est extrêmement difficile à couler.

Profitant des connaissances acquises dans l'élaboration d'éléments prothétiques en titane, destinés surtout à la prothèse sur implant, le système a évolué et permet aujourd'hui de fabriquer des chapes en alumine résistantes avec une bonne précision et surtout des qualités esthétiques intéressantes [66].

Ce processus industriel maîtrise les techniques répétitives et confie au prothésiste la réalisation esthétique.

5.3.1.1 Composition

➤ Equipement

L'acquisition des données de la surface dentaire préparée se fait à l'aide d'un scanner par balayage mécanique, à l'aide d'une sonde mobile, sur un maître modèle.

Ensuite, le profil de la chape est réalisé à l'aide d'un logiciel CAO ; puis au centre d'usinage, l'armature prévue va être fabriquée.

➤ Matériaux

Les chapes sont constituées d'alumine de très grande pureté (99,5 %) [66].

5.3.1.2 Propriétés

5.3.1.2.1 Mécaniques

Les caractéristiques mécaniques de la pièce céramique en alumine pure semblent supérieures à celles des différents procédés céramo-céramiques actuels. Wagner et Chu (1996) évaluent à plus de 600 MPa la charge à la flexion de cette céramique [81].

En effet, le frittage complet produit un oxyde d'aluminium non poreux composé à 99,5 % d'alumine de haute densité et donc très résistant.

La taille du grain, la porosité et la pureté du matériau répondent à la normalité ISO standard (figure 15) [105].

Propriétés	Condition minimale ISO 6474	Armature en alumine Procera®
Etanchéité	$>3,9 \text{ g/cm}^3$	$3,64 \text{ g/cm}^3$
Résistance à la torsion	$\geq 400 \text{ MPa}$	601 MPa
Grosseur du grain	$\leq 7 \text{ }\mu\text{m}$	4 μm
Pureté	$\geq 99,5 \%$	99,5 %

Fig. 15 : propriétés physiques d'une armature en alumine Procera® (d'après Prestipino et coll.).

Abed et coll. (1997) ont examiné *in vitro* la résistance à la rupture des coiffes Procera® AllCeram masquées à la céramique de 0,5 et 0,7 mm d'épaisseur et cimentées sur des répliques avec du Panavia 21®. La résistance à la rupture mesurée était de 225 kg pour l'épaisseur de 0,5 mm et de 220 kg pour 0,7 mm, ce qui n'est pas une différence significative. Une épaisseur d'armature de 0,6 mm semble donc cliniquement adéquate [105].

En ce qui concerne l'abrasion, la céramique de masquage recommandée Procera® AllCeram à basse fusion (Ducera®, Rosbach) affiche des valeurs faibles avec 60 μm pour la substance

amélaire et $4,3 \mu\text{m}$ pour la céramique. Par comparaison, la céramique feldspathique conventionnelle provoque des abrasions amélaire de $230 \mu\text{m}$ avec une abrasion de la céramique de $3,7 \mu\text{m}$ [105].

Il est également possible d'obtenir des chapes en zircone lorsqu'une plus grande solidité est requise (résistance : 1200 MPa) avec le système Procera® AllZirkon. Ces chapes, en zircone polycristalline tétragonale partiellement stabilisée à l'oxyde d'yttrium, ne présentent pas cependant les mêmes qualités esthétiques que les chapes en alumine.

5.3.1.2.2 Optiques

Malgré sa densité, la chape en alumine permet le passage de la lumière sans toutefois être transparente [81].

Pour le recouvrement de moignons teintés, une épaisseur de chape de $0,5 \text{ mm}$ est suffisante, dans la mesure où le matériau présente des propriétés semi-transparentes. Toutefois, pour des colorations dans une gamme de longueurs d'onde plus élevée (fond à coloration métallique), Prestipino et coll. (1998) recommandent de préparer des armatures plus épaisses ou d'appliquer d'abord l'opacifiant fluorescent en procédant au masquage céramique [105].

Le fait de pouvoir disposer de chapes d'épaisseur plus réduite ($0,4 \text{ mm}$) augmente encore les possibilités esthétiques de ce procédé [81]. Il s'agira alors de chapes blanches ou ultra-translucides utilisées sur les dents antérieures [70].

5.3.1.2.3 Précision d'adaptation

May et Coll. (1997) ont évalué la valeur de l'adaptation cervicale sur des constructions Procera® AllCeram réalisées au niveau des secteurs cuspidés : un hiatus moyen de $62 \mu\text{m}$ a été constaté au niveau des molaires, tandis que celui observé au niveau des prémolaires s'élevait à $55 \mu\text{m}$. Par ailleurs, les hiatus observés s'avèrent, dans plus de 95 % des cas, inférieurs à $70 \mu\text{m}$; ces valeurs, plus élevées que celles généralement décrites pour l'In Ceram®, sont néanmoins tout à fait acceptables cliniquement.

L'étude de l'adaptation de l'intrados de la cupule sur le modèle positif a également été menée et révèle des valeurs inférieures à $100 \mu\text{m}$.

Par ailleurs, la fabrication semi-industrielle des chapes laisse envisager une grande régularité au niveau de la qualité d'adaptation [81].

5.3.1.3 Protocole opératoire

5.3.1.3.1 Etapes cliniques

➤ Forme de contour de la préparation

Elle est tout à fait traditionnelle et s'inscrit dans la forme de contour actuelle, celle qui établit une limite cervicale sous forme de congé arrondi, dont l'importance dépendra des conditions cliniques ; ce congé peut varier de 0,8 à 1,5 mm [81].

La réduction vestibulaire peut varier de 0,8 à 1,5 mm et la réduction occlusale de 1,5 à 2 mm [70].

Afin de permettre le meilleur enregistrement possible de la préparation par un scanner, il est recommandé d'éviter les angles internes vifs et trop prononcés.

Pour les dents postérieures, il faut conserver la surface occlusale aussi plate que possible. Il ne faut pas créer de cavités profondes qui pourrait rendre difficile l'enregistrement au laboratoire .

D'autre part, il faut vérifier que la pointe de la fraise diamantée ne dépasse pas le niveau de la limite marginale créant ainsi une dépression sous cette limite [70].

Pour les bridges, les règles générales sont identiques à celles des couronnes mais comprennent également les points additionnels suivants :

- il est nécessaire, lors de la préparation pour le bridge, de créer une hauteur occluso-cervicale d'au moins 3 mm,
- la zone édentée ne doit pas dépasser 11 mm,
- et les préparations doivent présenter une conicité suffisante par rapport à la zone édentée pour permettre une conception de jonction intermédiaire adaptée [70].

➤ Prise d'empreinte

Elle s'effectue classiquement en fonction des indications cliniques. L'objectif est d'obtenir un modèle de travail. Il ne s'agit pas d'un système réalisant une empreinte optique en bouche.

5.3.1.3.2 Préparation du modèle au laboratoire

L'empreinte est coulée en plâtre selon la procédure habituelle. Les diverses techniques de fractionnement peuvent être utilisées pour obtenir le modèle positif unitaire représentant la préparation clinique.

Le modèle positif unitaire ou die est détourné afin de mettre en relief les limites cervicales. La réalisation de la gorge est indispensable pour faciliter la lecture de la limite par le scanner.

Aucun vernis d'espacement ne doit être appliqué sur le die.

5.3.1.3.3 Séquence informatique

➤ Enregistrement des contours de la préparation

Il est réalisé grâce à un dispositif désigné par le terme «scanner» qui est un détecteur mécanique de formes, doté d'une sonde d'enregistrement rétractable dont le palpeur est constitué d'un saphir.

La détection des contours est effectuée par rotation de l'objet au contact de la tête de lecture sous une pression légère. L'opération débute par le positionnement du modèle positif unitaire sur une table tournante munie d'un support orientable permettant de positionner le die dans les différents plans de l'espace. La lecture de la préparation s'effectue grâce à la rotation de cet ensemble face à la sonde d'enregistrement, mobile dans le sens vertical, dont l'extrémité est disposée, au départ, au niveau jugé le plus apical de la limite cervicale.

En fonction de la taille de la préparation, 20 000 à 30 000 données informatiques sont nécessaires pour un enregistrement complet.

Cette procédure qui, selon les cas, dure entre 3 et 5 minutes, s'arrête automatiquement lorsque l'intégralité des données de la préparation a été enregistrée. Ces données sont transférées dans un ordinateur PC. Elles vont constituer le dossier de base nécessaire à la réalisation de la cupule en alumine ou en zircone [81].

➤ Elaboration de la cupule

La cupule peut être réalisée selon deux méthodes :

- soit par l'utilisation du logiciel Procera® CADD (Computer Aided Dental Design).

Il permet la visualisation de la préparation enregistrée, point par point, en la faisant pivoter sur son axe.

Le prothésiste confirme, à l'aide du clavier, la limite cervicale de la préparation. Puis il sélectionne l'épaisseur et la teinte de la chape ; pour le système Procera AllCeram® il a le choix entre une chape «translucents», réservée aux dents vivantes lorsqu'un effet biomimétique avec la préparation sous-jacente est recherché, ou la chape «white», toutes les deux de 0,4 mm d'épaisseur. Il existe également une chape de teinte A3 de 0,6 mm d'épaisseur.

Pour le système Procera AllZirkon® seule une chape de 0,6 mm d'épaisseur et de teinte A3 est disponible.

Puis le logiciel réalise la conception virtuelle de l'infrastructure prothétique ;

- soit par l'intermédiaire d'un wax-up élaboré au laboratoire de prothèse et dont la forme de contour est également numérisée. Cette procédure est utilisée lorsque l'on souhaite établir des formes homothétiques ou particulières [81]. On réalise alors deux enregistrements : un de la chape en cire et un autre du die en plâtre. Le premier enregistrement permet une excellente réplique de l'extrados de la chape et le second de l'intrados [66].

Une manipulation informatique permet la superposition de l'image numérique de la préparation et de celle de la cire. Une seconde manipulation indexe automatiquement le pourtour de la chape en cire sur la limite de la préparation.

5.3.1.3.4 Fabrication de la cupule en alumine ou en zircone

➤ Elaboration d'un second modèle de travail

Les données recueillies par l'enregistrement scanner sont transmises par modem téléphonique à la station de travail à Stockholm.

Elles vont permettre d'obtenir par meulage, à l'unité de production, un second modèle agrandi. Ce modèle de travail est destiné au compactage de la poudre d'alumine ; il sera surdimensionné par le calcul informatique d'environ 20 %, afin de compenser la contraction volumétrique de l'alumine durant la phase de cuisson ultérieure.

Si les données informatiques sont incorrectes, l'unité de production envoie un fax au prothésiste et celui-ci refait un scannage.

➤ Frittage du matériau

L'intrados de la cupule est obtenu par compaction, sous très haute pression, de poudre d'oxyde d'aluminium de très grande pureté.

➤ Meulage du matériau

L'extrados de la cupule est ensuite élaboré dans l'unité de meulage Procera® en fonction des données issues du wax-up.

➤ Cuisson du matériau

La cuisson de cette cupule dans un four industriel, à une température comprise entre 1600 et 1700°C pendant trois heures, lui confère une structure sans porosité et une résistance mécanique élevée. L'importance de la contraction volumétrique ayant été préalablement compensée par l'agrandissement du die, une adaptation adéquate est obtenue lors de la remise en place de la cupule sur le modèle de travail original.

➤ Finition de la cupule

Elle a lieu à l'unité de production. De légères finitions peuvent être nécessaires et concernent la suppression d'irrégularités éventuelles au niveau de l'intrados. Elles sont éliminées par meulage sous irrigation.

En général, la cupule est envoyée au laboratoire 48 heures après que les données informatiques aient été transmises par modem à l'unité de production [81]. Il est même possible de suivre le cheminement de la chape sur Internet.

Au laboratoire, il est parfois nécessaire de retoucher les bords des chapes, en particulier pour des congés trop larges. Ceci se fait sous binoculaire, à la fraise diamantée bague rouge et sous irrigation. Mais il ne faut pas chauffer la chape sous peine de fracture.

La chape est ensuite sablée à l'oxyde d'aluminium (50 micromètres sous 2 bars), puis elle subit un nettoyage ultrasonique qui améliore son état de surface sans altérer sa structure très dure [24].

Les chapes sont ensuite essayées en bouche afin de contrôler la bonne adaptation cervicale et leur intégration morphologique au sein des arcades.

Le relevé des couleurs et caractérisations, s'il n'a pas déjà été transmis au laboratoire, doit être fait au moment de l'essayage des chapes [31].

Il est important de noter que la chape est garantie 5 ans par Nobel Biocare.

5.3.1.3.5 Réalisation de la céramique cosmétique

Selon Andersson et Odén (1991), l'interface entre la céramique cosmétique et l'alumine ne montre pas de porosité et ces auteurs évoquent une liaison de nature ionique entre ces deux matériaux.

Compte tenu de sa température de fusion extrêmement élevée, la chape en oxyde d'alumine n'est pas affectée durant les différents cycles de cuisson de la céramique cosmétique [81].

La céramique cosmétique utilisée doit avoir un coefficient d'expansion thermique accordé avec celui de l'oxyde d'alumine. Les céramiques destinées aux procédés céramo-métalliques ne peuvent être utilisées.

Hegenbarth (1996) préconise l'emploi d'une céramique spécifique (AllCeram®) sans conséquence sur les surfaces amélaire antagonistes (usure minime).

Il est également possible d'utiliser les céramiques Vitadur Alpha®, Vitadur N® et Cerabien® de Noritake [81].

Le montage de la céramique cosmétique, sur la chape, se fait selon les méthodes traditionnelles [24].

La teinte de base est donnée par l'application d'un liner dont la teinte est choisie parmi les teintes de base du teintier Vita (A1 au D3). Le liner s'utilise surtout sur les armatures en zircone. Il remplace l'opaque. Il doit couvrir l'aspect blanc nacré de la zircone sans masquer sa translucidité. Il existe généralement un liner par teinte [40].

Le développement de zircons colorés en quelques teintes de base peut constituer une alternative à l'importante luminosité de ce matériau. Il s'agit dans ce cas de zircons auxquelles on ajoute de faibles quantités (0,1 à 1,5 %) d'oxydes de type CeO₂, Fe₂O₃ ou Nd₂O₃ [57].

On peut ajouter des maquillants qui intensifient la teinte, modifient la translucidité ou/et la transparence, et jouent sur des effets optiques particuliers comme celui de racines exposées ou de taches opaques au tiers cervical de la dent.

La cuisson de la céramique cosmétique se fait à 905°C [24].

L'essayage des biscuits permet de constater d'éventuelles modifications de forme. La précision des limites cervicales doit être acquises, de même que la qualité des points de contacts proximaux ainsi que les contacts occlusaux en statique et en dynamique.

Les retouches effectuées, le prothésiste réalise le glaçage de la céramique cosmétique [31].

5.3.1.3.6 Scellement ou collage

➤ Choix du matériau

Les ciments traditionnels de type phosphate de zinc ne sont pas indiqués car ils ne possèdent aucun potentiel d'adhésion. Par ailleurs, leur capacité de résistance à la fracture de l'assemblage est très inférieure (49 %) à celle d'une colle. De même, les ciments polycarboxylates de zinc en dépit de leur possibilité d'adhésion aux tissus dentaires ne présentent pas les critères requis pour ce type d'indication.

Dès lors, les matériaux d'assemblage qui paraissent les plus adaptés sont les colles et les ciments verre ionomères modifiés par l'adjonction de résine (CVIH). Concernant l'emploi de ces derniers matériaux, il a été observé des fractures de céramique que l'on attribue à l'expansion hygroscopique lors de la prise. Compte tenu de l'espacement établi lors de la fabrication de la couronne Procera®, ce risque apparaît négligeable d'autant plus que la cohésion des CVIH est faible [81].

➤ Choix du traitement de surface

Avant collage ou scellement, il est nécessaire d'effectuer sur l'intrados de la couronne un traitement de surface afin d'optimiser l'adhésion.

Avec la céramique In Ceram® Alumina, nous avons vu que la surface de l'alumine n'est pas modifiée par les traitements à base d'acide fluorhydrique. La silanisation n'est pas non plus nécessaire [39 ; 99]. Ceci s'applique aux chapes Procera® constituées elles aussi d'alumine. L'intrados des chapes est donc juste sablé avec des particules d'alumine de 50 µm.

➤ Conduite à tenir

En ce qui concerne la tolérance lors de la manipulation, Besnault (2001) a montré que, dans les conditions ambiantes, l'infiltration dentinaire à l'interface dent / matériau d'assemblage entre une colle et un CVIH est comparable. Ce n'est pas le cas dans les conditions extrêmes (35°C et 95 % d'humidité) : l'infiltration dentinaire observée sur des coupes à l'interface dent / colle est significativement supérieure à celle constatée à l'interface dent / CVIH qui reste constante.

Les CVIH apparaissent donc plus tolérants à la manipulation que les colles composites. De ce fait, ils seront plutôt indiqués dans les cas où le champ opératoire est difficile et les limites peu accessibles, à condition que la rétention soit suffisante.

Les résines 4 meta (Super Bond) se révèlent encore supérieures dans le domaine de l'adhésion à la dentine. Elles sont particulièrement indiquées dans le cas de rétention faible comme, par exemple, les facettes [81].

Comme tout autre procédé céramo-céramique, il est possible de sceller ou coller de faux moignons en céramique sur lesquels est pressée une céramique, et ensuite de coller ou sceller des chapes Procera® [31].

5.3.1.4 Indications et contre-indications

5.3.1.4.1 Indications

Le domaine des indications couvre essentiellement les couronnes unitaires pour les dents antérieures ou postérieures [34].

Les bridges sont moins recommandés car leur résistance est trop aléatoire [29]. En effet, les chapes des dents piliers et les intermédiaires de bridges sont élaborés séparément. L'infrastructure totale du bridge est ensuite assemblée grâce à une masse d'enrobage [34]. Cette armature n'est donc pas réalisée à partir d'un seul bloc et les connexion entre les piliers et les intermédiaires sont alors considérées comme des points de faiblesse.

Le système Procera® AllZirkon est surtout utilisé à la réalisation de piliers implantaires.

5.3.1.4.2 Contre-indications

Les limitations d'indications résultent, d'une part, des limites de fabrication au niveau du scannage :

- si le moignon en plâtre excède un diamètre de 15,6 mm, la pointe saphir risque de se coincer pendant le scannage,
- si la différence de niveau verticale sur le long de la limite de préparation excède 12 mm, la limite de préparation ne peut plus être reproduite intégralement sur l'écran, ce qui complique le travail [105].

D'autre part, les limitations d'indications résultent également de paramètres cliniques :

- bruxisme sévère,
- problèmes parodontaux importants,
- molaires versées,
- espacement édenté supérieur à 11 mm [71].

5.3.2 Cerec 3®

Le système Cerec ®, acronyme de CEramic REConstruction, fait parti des procédés de CFAO permettant la réalisation de couronnes tout céramique.

Le Cerec 1® a été mis au point en 1988, par la société Sirona ; ses principales indications étaient les inlays à une ou deux faces.

En 1994, le Cerec 2® élargit les indications du système en permettant la réalisation d'inlays multifaces, d'onlays et de facettes.

En 1997 apparaît un logiciel de fabrication de couronnes pour le bloc postérieur puis, plus tard, pour le bloc antérieur.

Le Cerec 3®, commercialisé depuis 2000, permet la réalisation simple et rapide de bridges trois éléments.

L'avantage de ce système est de permettre la réalisation rapide de restaurations unitaires entièrement céramique. En effet, l'appareil d'usinage peut se trouver dans le cabinet dentaire et le traitement peut ainsi se faire en une seule séance.

Le Cerec inLab® apporte une technique complémentaire pour la réalisation d'armatures céramo-céramiques à base des matériaux In-Ceram® notamment pour les bridges mais aussi pour les couronnes unitaires [14].

5.3.2.1 Composition

➤ Equipement

Actuellement, la famille Cerec® est composée de trois membres : le Cerec 3®, le Cerec Scan® et le Cerec inLab®.

- Cerec 3®

Il se compose d'une unité d'acquisition d'images et d'un poste d'usinage qui communiquent entre eux par radio.

L'unité d'acquisition d'images est équipée d'un PC, d'un écran plat, d'une caméra de mesure 3D ultra précise et d'une carte de saisie d'images commandée par microprocesseur et garantissant une fidèle reproduction des couleurs.

L'image en trois dimensions de la préparation est obtenue par empreinte optique occlusale grâce à la caméra intra-buccale SIROCAM 2. L'empreinte optique ne permet pas de prendre plus de deux préparations adjacentes, la caméra étant trop petite. Pour les bridges, on est donc obligé d'avoir un Cerec Scan® qui pourra alors scanner l'empreinte.

Le logiciel Cerec 3D®, développé pour les systèmes Cerec 3®, fonctionne sous Windows®. Le dentiste intervient directement sur l'écran comme s'il travaillait sur un modèle ou en bouche.

Le logiciel détecte automatiquement les bords de la préparation, permet de définir les contacts proximaux avec précision et permet également un ajustement exacte de la restauration en fonction de la situation bucco-dentaire du patient [85].

Trois programmes de construction occlusale sont proposés :

- Corrélation. Ce programme copie les faces occlusales intactes reconstituées par un composite, par un wax-up ou bien par des couronnes métalliques que l'on veut supprimer par la suite. Puis on prend une empreinte optique occlusale de la préparation à l'aide de la caméra intra-buccale. Les deux images sont ensuite superposées.

- Fonction. C'est un programme de dessin qui tient compte de la morphologie des dents antagonistes, grâce à l'empreinte optique d'un mordu. On peut ainsi régler les points de contacts occlusaux de la future couronne.

- Base de données dentaires. Ce système peut être utilisé en cas d'absence de la dent antagoniste. On choisit parmi une bibliothèque de dents la morphologie de la future couronne. Puis la position exacte, les points de contacts, la dessin des cuspidés et les bombés peuvent être retouchés.

- Cerec Scan®

C'est un système moins complet que le Cerec 3®, il ne possède pas d'unité d'acquisition d'images, mais son coût est plus faible.

Il est composé d'une unité d'usinage avec un scanner à laser intégré.

Le modèle issu de l'empreinte de la préparation est fixé sur un support dans le poste d'usinage et est balayé pendant cinq minutes environ par le scanner à laser 3D intégré dans l'appareil. Les calculs et les tracés de la restauration sont effectués dans le cabinet sur un ordinateur avec le même logiciel que pour le Cerec 3®.

Le Cerec Scan® peut également s'associer à une unité d'acquisition d'images pour se transformer en un système Cerec 3® [88].

- Cerec inLab®

Ce logiciel permet la réalisation d'armatures céramo-céramiques avec les matériaux de système In-Ceram® (Vitablocs® Alumina ou Zirconia).

Il fonctionne avec le Cerec Scan® et permet la conception sur ordinateur puis le fraisage des armatures, notamment des bridges trois éléments en céramique ultra résistante.

La précision du scannage est optimisée par le balayage automatique et sans contact du modèle.

Pour le dessin des chapes, le paramétrage individuel et précis, l'indication de la section de soudure de l'armature pour les bridges, la signalisation visuelle lorsque l'épaisseur minimale spécifique du matériau n'est pas atteinte et la possibilité d'archivage des paramètres utilisés

sont autant de fonctions qui assurent un contrôle des opérations pendant la phase de conception.

La fonction intégrée de calibrage des outils permet de détecter et de corriger en cours d'opération toute inexactitude éventuelle due à l'usure des fraises [87].

Un nouveau logiciel, inLab 3D®, est disponible depuis fin 2003 et permet la réalisation de prothèses pour des indications cliniques plus larges et plus nombreuses notamment les bridges à piliers et intermédiaires multiples, les bridges en extension et les bridges avec des systèmes de glissière [14].

➤ **Matériaux**

Les céramiques dentaires actuellement utilisées dans les restaurations Cerec® sont les suivantes :

- Vitablocs® Mark II, céramique feldspathique enrichie en alumine ;
- Vitablocs® Esthetic Line (céramique translucide qui est surtout utilisée pour les dents antérieures) ;
- Vitablocs® Alumina ;
- Vitablocs® Spinell ;
- Vitablocs® Zirconia (Vita) ;
- ProCAD®, céramique renforcée à la leucite (Ivoclar) ;
- Vitadur Alpha®, pour la céramique cosmétique [88].

5.3.2.2 Propriétés

Comme nous l'avons vu précédemment, plusieurs types de céramiques sont utilisées dans le système Cerec®, en fonction de l'indication clinique posée. Elles doivent satisfaire aux exigences cliniques et pratiques en termes de résistance à la fracture, de comportement à l'abrasion, mais aussi de l'esthétique et de facilité d'usinage.

Ces céramiques sont fabriquées industriellement, ce qui permet d'obtenir une structure beaucoup plus fine et une répartition des particules plus homogène par rapport aux céramiques de laboratoire cuites par couches superposées. Il en résulte un comportement d'abrasion proche de celui de l'émail.

Les propriétés varient en fonction de la céramique utilisée ; la céramique Vitablocs® Mark II, la plus utilisée, possède une résistance à la flexion de 120 à 154 MPa. C'est un matériau très facile à usiner et à polir [88].

Egalement mise en œuvre dans le système Cerec®, la céramique ProCAD® se distingue elle aussi par son esthétisme, sa translucidité naturelle, sa radio-opacité et sa résistance à la fracture (140 à 200 MPa) [88].

Les céramiques In-Ceram® Alumina, Spinell et Zirconia entrent aussi dans la fabrication des armatures de couronnes et de bridges, qui sont vitrifiées, puis recouvertes de céramique cosmétique au laboratoire de prothèse. Leurs propriétés, décrites lors de l'étude du système In-Ceram®, sont notamment marquées par leur résistance à la flexion supérieure à celle des autres céramiques utilisées.

L'adaptation marginale des couronnes Cerec® est semblable à celle des autres systèmes céramo-céramiques (1 à 161µm selon Sulaiman et coll.). En effet, Nakamura et coll. ont mis en évidence, dans une étude *in vitro* portant sur des couronnes réalisées avec le procédé Cerec 3®, des valeurs de l'adaptation marginale allant de 53 à 108 µm [69].

5.3.2.3 Protocole opératoire

Le Cerec 3® permet de réaliser toutes les couronnes unitaires dont on décrit trois types : couronne simplement maquillée, couronne réduite complétée par apport de céramique cosmétique, et chape In-Ceram® secondairement stratifiée. L'indication de chaque type se fait en fonction des demandes esthétiques et des besoins mécaniques.

➤ Préparations pour couronnes unitaires antérieures et postérieures

Les préparations des dents supports se fait comme pour les autres systèmes céramo-céramiques en ménageant des limites cervicales précises avec un épaulements à angle interne arrondi d'une largeur de 0,6 à 1,2 mm, pouvant aller jusqu'à 0,3 mm grâce au nouveau logiciel Cerec 3D®.

La réduction occlusale peut varier de 1,5 à 2 mm.

La jonction doit être nette entre les faces axiales et la face occlusale.

La convergence des faces axiales doit être de 6° environ.

➤ Couronne maquillée

Il faut noter que pour réaliser une couronne avec le système Cerec®, le dentiste doit, comme pour tout autre conception et fabrication assistées par ordinateur, suivre une formation pour apprendre le maniement du logiciel ; il peut également (ainsi que son assistant(e)) suivre une autre formation concernant le maquillage des couronnes.

L'empreinte optique occlusale de la préparation est faite en bouche ou à partir du modèle en plâtre. Pour une empreinte réalisée en bouche, on doit assécher la préparation, la recouvrir d'un liquide adhésif et d'une poudre spécifique permettant la lecture optique.

Le dentiste qui possède un Cerec Scan® fixe le modèle en plâtre dans l'unité d'usinage pour effectuer un balayage au scanner [88]. La précision d'enregistrement est de plus ou moins 10 micromètres.

La conception de la couronne se fait directement à l'écran à l'aide du trackball, d'une touche de saisie et du logiciel Cerec 3D®.

Le détournage se fait sur l'écran ; on trace ensuite la limite cervicale puis la ligne de plus grand contour ; la morphologie occlusale de la future couronne est réalisée suivant le programme de construction occlusale choisi (fonction, corrélation ou base de données). On peut également retoucher les points de contacts (les intensifier ou réaliser des surfaces de contacts). Une fois le tracé terminé, l'usinage de la restauration peut commencer. Cette opération entièrement

automatique dure 12 minutes. Il faut ensuite éliminer l'ergot ayant servi au maintien du bloc lors de l'usinage, puis ajuster et polir les zones de contact [88].

La couronne est ensuite terminée par apport de maquillants de surface (surtout au niveau des collets) ou par un simple polissage. Ce type de réalisation, dont la teinte ne peut être parfaite, est donc à réserver au secteur molaire pour le remplacement des coiffes métalliques dans la séance [25]. Le tout peut être réalisé en deux heures.

La machine peut usiner des plots de céramique Mark II® ou Esthetic Line® de Vita. La teinte est choisie selon les teintiers Vitapan 3D Master® ou Lumin Vacuum® de Vita (des tableaux de correspondance existent entre ces deux teintiers).

Des blocs de céramique ProCAD® peuvent aussi être usinés, dans ce cas, on se fie au teintier Chromascop® d'Ivoclar Vivadent.

Ce traitement est donc réalisable en une séance, ce qui évite le port d'une prothèse provisoire, permet de préserver l'émail même dans les parties les plus fines, et d'éliminer les risques de fracture pendant un traitement transitoire [25].

➤ **Couronne réduite**

Ce type de couronne est obtenu à partir d'une fonction spécifique du logiciel qui permet de réduire sélectivement les épaisseurs sur lesquelles on veut secondairement ajouter de la céramique cosmétique.

La réduction obtenue par l'usinage laisse un noyau «dentinaire» que le prothésiste va travailler en mamelons. Il peut ainsi compléter son montage incisal par segmentation, ce qui améliore considérablement le résultat obtenu.

Le montage de la céramique cosmétique sur les plots Mark II® se fait à l'aide de la céramique Vitadur alpha® [25].

➤ **Chapes In-Ceram®**

Ces chapes sont réalisées au laboratoire avec les céramiques Vitablocs® Alumina ou Zirconia grâce au système Cerec inLab® pour la réalisation de couronnes unitaires ou de bridges [14].

• Scannage de la préparation et usinage de l'armature

L'empreinte de la préparation est prise en double viscosité avec un silicone par addition, puis traitée au laboratoire. La première coulée du segment à restaurer se fait avec un plâtre noir pour assurer une meilleure lecture des informations par le scanner.

Le logiciel Cerec inLab® propose plusieurs possibilités de balayage optique par le scanner : le balayage rotatif pour les éléments unitaires, le balayage à 15° ou 45° pour les bridges et les éléments unitaires selon trois plans (vestibulaire, occlusal et lingual) [14].

Une fois le scannage de la préparation effectué, le logiciel procède à un traitement informatique des données. A ce stade, on détermine la limite cervicale. Cette opération se fait à l'aide de trois outils virtuels accessibles par la souris de l'ordinateur. Le tracé retenu est

contrôlé puis modifié, si nécessaire, à l'aide des vues en trois dimensions : occlusale, en coupe et en projection.

On choisit les paramètres d'épaisseur de l'armature au niveau axial et occlusal, puis les valeurs d'espacement pour le joint en rapport des techniques d'assemblage envisagées.

Une fois ces opérations validées, le logiciel propose le bloc de matériau le plus adapté pour l'usinage de la pièce élaborée à l'écran (In-Ceram® Alumina, Spinell ou Zirconia). On choisit le type de matériau en fonction des propriétés optiques recherchées pour le cas clinique (on dispose de 16 teintes Vitablocs®).

Le bloc est alors positionné dans la chambre d'usinage sur l'axe support ; l'usinage est lancé. Le temps nécessaire est fonction du nombre d'éléments et de la forme des préparations [14].

- Corrections et nettoyage de l'armature

L'armature «brute» est replacée sur le maître modèle pour contrôle. L'avantage du plâtre noir, outre sa bonne lecture par le scanner, est que les éventuelles zones de friction sont matérialisées sur l'intrados de la chape (blanche avant infiltration).

L'armature obtenue doit être retravaillée par usinage manuel. On ajuste le profil d'émergence qui est en surcontour horizontal. Cette rectification manuelle est indispensable pour affiner la limite et l'épaule cervical, soutien de la céramique cosmétique.

L'épaisseur est vérifiée d'un point de vue occlusal.

On reprendra également la forme globale de l'armature pour obtenir une chape homothétique permettant un travail en compression de la céramique d'émaillage pour éviter sa fracture [14].

- Infiltration de l'armature

Le verre d'infiltration est choisi en fonction des facteurs de luminosité, saturation, teinte, et du matériau utilisé (il existe quatre verres d'infiltration pour chacun des matériaux).

L'infiltration de blocs de matériaux In-Ceram® présente l'avantage, par rapport à la technique de la coulée en barbotine, d'un temps d'infiltration moins long. Ceci est obtenu grâce à la structure frittée industriellement.

L'infiltration est faite en une seule fois sous atmosphère, sur une plaque de platine et dans un four spécifique. La température monte jusqu'à 1140°C pour l'In-Ceram® Zirconia et l'In-Ceram® Alumina pendant 45 à 60 minutes.

Après infiltration, les excès de verre sont éliminés par sablage (oxyde d'aluminium 110 micromètres sous deux bars de pression). Un contrôle est effectué sur le modèle [14].

- Cuisson de contrôle

- Essayage clinique de l'armature

L'armature est essayée en clinique. La concordance de teinte de l'armature est appréciée.

Pour vérifier l'adaptation on injecte dans l'intrados de l'armature un silicone basse viscosité.

- Montage de la céramique cosmétique, essai clinique et finitions

Le montage de la céramique cosmétique d'émaillage se fait sur le second modèle coulé en plâtre normal.

Après essai du biscuit pour vérifier l'occlusion et l'esthétique, la prothèse revient au laboratoire de prothèse pour le glaçage et le polissage mécanique [14].

Avant la livraison, l'intrados de l'élément prothétique est sablé avec un oxyde d'alumine 50 micromètres sous deux bars de pression.

Il faut noter que la mise en œuvre du système Cerec® réduit très sensiblement la procédure de fabrication des chapes In-Ceram®, qui dure moins de deux heures au total, toutes phases de cuisson et de refroidissement comprises [86].

➤ **Bridges**

Pour les bridges, la conception de l'armature fait appel aux étapes habituelles : tracé de la limite cervicale et enregistrement de cette limite. Puis le logiciel propose un dessin de l'armature de bridge normalisé. Grâce au nouveau logiciel 3D [86], la réalisation de bridges à intermédiaires multiples devient possible.

Des modifications sont apportées notamment en ce qui concerne les épaisseurs des piliers. Une fonction spéciale du logiciel permet de travailler à l'écran le dessin de l'intermédiaire de bridge avec les paramètres de forme, orientation, volume des jonctions et de leur position en rapport avec les papilles inter-dentaires et de la zone contra muqueuse.

La section des jonctions de l'intermédiaire de bridge est calculée et affichée à l'écran pour ne pas être sous dimensionnée. Les épaisseurs minimales à respecter, établies par Sadoun en 1992, sont signalées par le logiciel.

Volontairement, à ce stade on surdimensionne les volumes et les épaisseurs car ils seront retravaillés après usinage pour l'obtention d'armatures homothétiques adaptées à la configuration clinique. D'une manière générale, l'armature représente 50 % du volume final de la restauration. Ce qui exige, de la part du praticien, une parfaite codification de la teinte de l'armature.

Lors de l'essai clinique de l'armature de bridge, si des zones de friction subsistent, on retouche la préparation dentaire. En cas d'impossibilité de retouche dentaire, il est nécessaire de prendre une nouvelle empreinte pour la réalisation d'une nouvelle armature. En effet, il est impossible de procéder à une «soudure» des armatures céramo-céramiques [14].

➤ **Scellement ou collage**

Que les couronnes soient scellées ou collées, l'intrados est sablé au laboratoire. Le collage se fait à l'aide de résine copolymère type Super bond® ou de colle type Panavia® ou Variolink®. Dans ce cas, l'intrados des couronnes à base de céramique ProCAD® sera mordancé et silanisé au cabinet dentaire. Celui des couronnes à base d'alumine ou de zircon

sera simplement sablé ; il sera donc préférable de sceller ces couronnes avec un ciment verre modifié par adjonction de résine.

5.3.2.4 Indications et contre-indications

5.3.2.4.1 Indications

Le Cerec 3D® permet de réaliser directement au cabinet dentaire des couronnes maquillées en surface, et par l'intermédiaire du laboratoire de prothèse, des chapes In-Ceram® recouvertes de céramique cosmétique.

Le Cerec inLab® dans sa version 3D permet des indications cliniques plus élargies : on a désormais la possibilité de réaliser des bridges à piliers et intermédiaires multiples [14]. Mais les plots de céramique étant rectilignes et de longueur maximale de 40 mm, les bridges restent limités à 6 éléments en antérieur (canine à canine) et à 4 éléments en postérieur (prémolaire à molaire).

5.3.2.4.2 Contre-indications

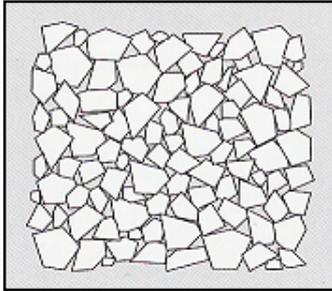
Comme pour toutes les reconstitutions céramo-céramiques, un bruxisme sévère, des hauteurs et largeurs de préparations insuffisantes ainsi que des malocclusions contre-indiquent l'utilisation de ce procédé.

5.4 Avantages et inconvénients des principaux procédés céramo-céramiques

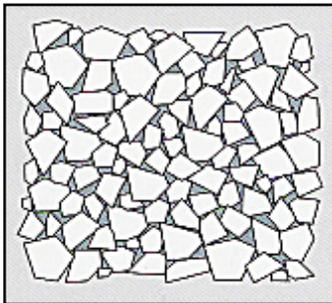
Procédés	Avantages	Inconvénients
In-Ceram®	Recul clinique important (16 ans). Choix du matériau selon le cas clinique (Alumina, Spinell ou Zirconia). Possibilité de bridges de grande étendue dans les secteurs antérieurs et postérieurs .	Nécessite des prothésistes dentaires qualifiés. Investissement coûteux pour le prothésiste.
IPS Empress 2®	Très bonnes qualités optiques. Technique de coulée à la cire perdue (facilité d'utilisation pour le prothésiste).	Investissement coûteux et formation nécessaire pour le prothésiste. Pilier terminal de bridges limités à la deuxième prémolaire. Valeur de la résistance à la flexion qui reste faible pour la réalisation de bridges.
Procera® AllCeram	La réalisation industrielle des chapes libère le prothésiste de toutes les étapes fastidieuses. Le système industriel est répétitif et donc rassurant sur le plan clinique pour les praticiens. Gain de temps. Gain de matériau compensant le coût de la chape. La chape est garantie 5 ans par Nobel Biocare.	Equipement coûteux et formation nécessaire pour le prothésiste. Réalisation de la chape en Suède. Manque de relation prothésiste / praticien pour la réalisation de l'armature. Industrialisation d'une technique prothétique qui exige une notion de «surmesure». Réalisation de couronnes unitaires principalement.
Procera® AllZirkon	Résistance augmentée.	Absence de recul clinique.
Cerec 3®	Possibilité d'utiliser plusieurs céramiques (Vitablocs® Mark II, ProCAD®, Vitablocs® Alumina, Zirconia ou Spinell,...). Allie deux techniques à la fois : le procédé In-Ceram® par le biais des infiltrations de verre coloré, et la CFAO. Possibilité de réaliser une couronne maquillée en une séance. Réalisation de bridges avec Cerec InLab®. Procédure de fabrication des chapes In-Ceram® plus rapide.	Investissement très coûteux pour le praticien, et pour le prothésiste s'il utilise le Cerec InLab®. Nécessité de formation pour le praticien et le prothésiste. Nombre d'éléments, pour les bridges, limité.

6. SYNTHESE COMPARATIVE DES PRINCIPAUX PROCEDES CERAMO-CERAMIQUES ACTUELS

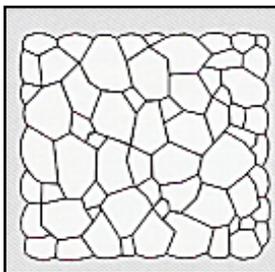
6.1 Comparaison selon la microstructure



Oxyde d'alumine préfrittée. Des porosités sont présentes entre les grains d'alumine.



Dans le procédé In-Ceram®, lors de la cuisson d'infiltration, le verre comble les espaces laissés libres par les charges d'oxyde d'aluminium [70].



Alors que dans le système Procera®, le frittage complet produit un oxyde d'aluminium de très grande densité [70].

6.2 Comparaison selon les propriétés mécaniques

6.2.1 Tableau récapitulatif

Les valeurs de la résistance en flexion et de la ténacité des différentes céramiques sont regroupées dans le tableau ci-dessous [15 ; 56 ; 81 ; 88] :

Produits	Résistance MPa	Ténacité MPa/m ^{1/2}
Empress®	150	0,85
Cerec 3®	200 (ProCAD®) 150 (VITABLOCS® MarkII)	1,6
Empress 2®	350	1,6
In-Ceram® Spinel	350	2,2
In-Ceram® Alumina	500	4,5
In-Ceram® Zirconia	700	6,2
Procera® AllCeram	600	4,5
Procera® AllZircon	1200	

6.2.2 Etudes comparatives

Certaines études ont pour but de comparer, *in vitro*, la résistance à la fracture de différents systèmes céramo-céramiques.

6.2.2.1 Etude de Chai et coll.

Cette étude, publiée en l'an 2000, compare le risque de fracture de quatre systèmes de restauration tout céramique : In-Ceram®Alumina, Cerec 2®, IPS Empress® et Procera® AllCeram [11]. Elle est réalisée sur des incisives centrales maxillaires.

Chaque couronne, dix par système, est collée sur un die en composite simulant la structure dentaire (le module d'élasticité du composite étant proche de celui de la dentine).

La résistance à la fracture de chaque couronne est déterminée en appliquant, sur la face palatine, une charge à 45° par rapport à leur axe principal.

Les résultats ne montrent pas de différences significatives entre le risque de fracture des quatre systèmes étudiés. Il faut cependant noter que cette étude ne concerne que les incisives centrales maxillaires.

Une autre étude (Yoshinari et Dérand, 1994) a montré que, pour des couronnes sur des prémolaires, la résistance à la fracture du procédé In-Ceram® est significativement plus élevée que pour le système IPS Empress® [11].

6.2.2.2 Etude d'Esquivel-Upshaw et coll.

Cette étude, publiée en 2001, porte sur des essais en flexion trois points concernant des échantillons de céramiques issus de trois procédés de fabrication : IPS Empress®, In-Ceram® et Procera® [28].

Tous les échantillons (10 par systèmes) sont de dimensions identiques : 5 mm de largeur, 1 mm d'épaisseur et 21 mm de longueur.

La résistance maximale à la flexion obtenue pour l'IPS Empress® est de 177 MPa, pour l'In-Ceram® de 323 MPa et pour Procera® de 464 MPa.

D'après cette étude, une grande différence de résistance existe entre les céramiques, et le système Procera® montre les meilleurs résultats suivi par l'In-Ceram® [28].

6.2.2.3 Etude de Tinschert et coll. (2001)

Cinq bridges tout céramique de trois éléments, remplaçant la première molaire maxillaire, sont réalisés sur des modèles en métal (alliage en nickel / chrome) à l'aide de cinq systèmes : IPS Empress®, IPS Empress 2®, In-Ceram® Alumina, In-Ceram® Zirconia et DC-Zircon® [94]. Cinq autres bridges sont fabriqués de la même façon mais sans glaçage de surface.

Les bridges sont scellés par un ciment au phosphate de zinc.

Des forces axiales leur sont appliquées. Pour chaque bridge, on calcule la valeur de la charge à la rupture.

La valeur la plus importante est relevée pour le DC-Zircon® (bloc de zircone frittée qui a déjà subi un pressage à chaud industriellement, d'où sa résistance à la rupture élevée) : 2000 N ; alors que l'In-Ceram® Alumina, et surtout l'IPS Empress®, présentent les résultats les plus faibles (1000 N). Des valeurs intermédiaires sont obtenues pour l'In-Ceram® Zirconia et l'IPS Empress 2®. Quant aux bridges dépourvus de glaçage de surface, ils montrent une résistance à la rupture plus faibles que ceux recouverts d'une glazure (ce qui avait déjà été démontré auparavant).

Certains auteurs se sont penchés sur l'évaluation des forces de mastication, notamment dans la zone des premières molaires où les forces sont les plus importantes ; ils ont noté des valeurs maximales comprises entre 216 et 847 N. Dans ce cas, les faibles propriétés mécaniques de l'IPS Empress® ne permettent pas son utilisation pour la réalisation de bridges, notamment dans la région postérieure [94].

L'ensemble de ces études confirme les résultats précédents, c'est-à-dire les valeurs les plus importantes obtenues pour les bridges réalisés à partir de blocs de zircone pure et préfrittée, suivis de l'In-Ceram® Zirconia, grâce à l'ajout de zircone à l'alumine, et du système Procera® AllCeram, par la compaction sous très haute pression de particules d'alumine de très grande pureté.

Mais il ne faut pas oublier que ces études ont été réalisées *in vitro*. Or les conditions cliniques ne peuvent être complètement reproduites (humidité, importance des forces masticatoires, hygiène). Des études cliniques devront être mises en place pour s'assurer que les résultats *in vitro* peuvent être transposés aux résultats cliniques.

6.3 Comparaison selon la précision d'adaptation

La présence d'une trop grande ouverture au niveau de l'adaptation marginale - c'est-à-dire si la distance entre la limite cervicale de la couronne et la limite de la préparation est trop importante - peut provoquer une perte du matériau de collage ou de scellement, favoriser l'accumulation de plaque, et entraîner l'apparition de maladies parodontales et de lésions carieuses récurrentes. Il faut donc porter une attention particulière à la précision d'adaptation.

La majorité des études concernant la précision d'adaptation sont réalisées *in vitro*.

Une étude de Yeo et coll. [104], publiée en 2003, compare la précision d'adaptation de trois procédés : Celay® In-Ceram, In-Ceram® traditionnel et IPS Empress 2®.

Les tests sont réalisés sur des incisives centrales en résine. 120 couronnes sont préparées avec une réduction occlusale de 2 à 3 mm, une réduction axiale de 1 mm et une dépouille de 6°. Trente couronnes sont réalisées pour chaque système et 30 couronnes céramo-métalliques avec une finition de type bandeau métallique serviront de témoins. Sur chaque couronne, l'espace entre la limite de la préparation et la base de la couronne est mesuré sur 50 points différents sous microscope optique.

Aucune couronne n'a été scellée ou collée.

Les valeurs moyennes obtenues sont les suivantes :

- 87 $\mu\text{m} \pm 34 \mu\text{m}$ pour le groupe témoin,
- 83 $\mu\text{m} \pm 33 \mu\text{m}$ pour Celay® In-Ceram,
- 112 $\mu\text{m} \pm 55 \mu\text{m}$ pour l'In-Ceram®,
- 46 $\mu\text{m} \pm 16 \mu\text{m}$ pour IPS Empress 2®.

On remarque que l'In-Ceram® présente une mauvaise adaptation marginale vis-à-vis du groupe de contrôle ; ce qui semble être le contraire pour l'IPS Empress 2®. Aucune différence n'est à remarquer pour Celay® In-Ceram [104].

Beaucoup d'auteurs s'intéressent à la qualité de cette adaptation ; cependant les études ne peuvent être comparées du fait de leur différence de méthodologie [91 ; 103] ; et les résultats sont alors parfois différents. En effet, Rinke et coll. ont reporté pour l'In-Ceram® une adaptation marginale de 33,5 μm ; alors que Sulaiman et coll., et Grey l'ont évalué, respectivement, à 160 μm et 123 μm ; ce qui est en concordance avec les résultats de Yeo et coll. [104]. Mais la variabilité des résultats observés selon les publications ainsi que les valeurs du joint dento-prothétique données laissent penser qu'il n'existe pas de différence d'adaptation majeure entre les différentes céramiques. En outre, dans la quasi-totalité des études, les valeurs du joint obtenues sont inférieures aux 120 μm considérés par Mac Lean comme cliniquement acceptables et durables [56].

6.4 Comparaison selon les qualités esthétiques

La réflexion de la lumière est liée au nombre et à la composition des charges dans la céramique, les qualités esthétiques en découlent. Or, les qualités mécaniques augmentent avec la présence des charges. Il est donc logique de penser que les céramiques qui offrent les meilleures propriétés mécaniques sont moins aptes à diffuser la lumière.

Néanmoins, toutes les céramiques sans armature métallique offrent un mimétisme supérieur à celui des couronnes céramo-métalliques.

Certains systèmes offrent la possibilité de réaliser des couronnes céramiques secondairement maquillées en surface (Cerec 3®) : le rendu esthétique est alors toujours inférieur aux techniques par stratification où l'armature donnant la solidité est ensuite recouverte d'une céramique moins chargée.

Dans certains cas, l'opacité de la chape peut être un avantage pour masquer des obturations métalliques sous-jacentes ou des dyschromies marquées. A l'inverse, la transparence obtenue avec les systèmes Empress 2® ou In-Ceram® Spinell est intéressante sur dents pulpées non discolorées. En effet, d'après plusieurs études dont celle réalisée *in vitro* par Heffernan et coll., ces deux céramiques apparaissent comme étant les plus transparentes [43].

En général, la couleur du substrat dentaire oriente vers l'utilisation de systèmes offrant plus ou moins de transparence.

Il faut aussi noter que le résultat final est conditionné par l'expérience de l'opérateur : l'observation de la teinte naturelle des dents et de la transmission de celle-ci au laboratoire sont essentielles. Les techniques modernes de communication : photographies numériques et transmission par voie électronique constituent un apport intéressant ; le mieux étant que le prothésiste voit lui-même le patient.

D'autre part, le sens artistique du prothésiste de laboratoire, son habilité et son expérience sont déterminants pour le résultat final [56].

6.5 Evaluations cliniques des principaux systèmes céramo-céramiques actuels

Suite aux études *in vitro*, les données issues d'études cliniques méthodologiquement bien maîtrisées doivent nous permettre d'analyser l'efficacité globale des systèmes proposés pour la réalisation de couronnes unitaires et de bridges entièrement en céramique.

C'est pourquoi nous avons réalisé une recherche bibliographique afin d'évaluer la performance ou non des différents procédés.

6.5.1 Méthodologie de la recherche bibliographique

Une base de donnée médicale (Medline) a été interrogée avec les trois mots clés : prosthodontics (et) dental (et) ceramic, de 1998 à 2004.

Puis, pour cibler la recherche, nous avons retenus les articles comprenant les mots clés : alumina, zirconia, spinell, CAD/CAM et lithium disilicate glass-ceramic.

Les articles relatant des résultats obtenus avec des cas cliniques isolés ainsi que les études portant sur une durée d'observation inférieure à deux ans n'ont pas été retenus.

6.5.2 Résultats de la recherche bibliographique

Seulement 12 publications répondent aux critères de recherche énoncés. Leurs principales informations sont regroupées dans les tableaux qui suivent.

Pour tenir compte des résultats d'une recherche clinique il faut avoir sur sa méthodologie un regard critique [26]. C'est pourquoi nous avons choisi de présenter face, à ces 12 publications, une analyse de leur méthodologie et de poser les résultats.

Auteurs	Année	Système testé	Objectifs de l'étude	Matériau d'interface	Commentaires sur la méthodologie	Résultats
Odèn et coll. [72]	1998	Procera® AllCeram	Observation de 100 couronnes unitaires pendant 5 ans après la pose.	65 % phosphate de zinc 29 % Ciment Verre Ionomère (CVI) 6 % CVI modifié	4 praticiens. Critères de sélection des cas non précisés. Deux examinateurs. Le procédé commercialisé actuellement est légèrement différent. Les deux premiers auteurs sont employés par la société Nobel Biocare.	Sur 97 couronnes suivies, 5 échecs ont été constatés (5,15 %).
Sorensen et coll. [89]	1998	In-Ceram® Alumina	Observation de 61 bridges de trois éléments.	CVI	Etude prospective. Temps d'observation par prothèse flou. Pas de notion de perte de vue. Etude financée par Vita.	Taux d'échecs de 0, 11 et 24 %, respectivement pour les incisives / canines, prémolaires, et molaires.
Haselton et coll. [42]	2000	In-Ceram® Alumina	Longévité de 80 couronnes posées entre 1994 et 1997 ; avec estimation du taux de succès à 4 ans.	CVI (7/80) Composite (21/80)	Etude rétrospective. 41% de perte de vue. Couronnes réalisées dans une université. Critères de sélection des cas non précisés.	Taux de succès à 4 ans estimé à 95 %.

Auteurs	Année	Système testé	Objectifs de l'étude	Matériau d'interface	Commentaires sur la méthodologie	Résultats
Mac Laren et White [61]	2000	In-Ceram® Alumina	Observation entre 1 et 86 mois de 408 couronnes unitaires.	Polycarboxylate, phosphate de zinc, CVI, CVI modifié ou composite (le composite est utilisé dans la plupart des cas).	Etude prospective. 1 seul praticien. 27 % des patients contrôlés par téléphone. A 4 ans, 89 couronnes sont toujours contrôlées et à 6 ans seulement 31.	Taux de réussite de 96 % à 86 mois.
Segal [84]	2001	In-Ceram®Alumina	Longévité de 12 à 72 mois de 546 couronnes unitaires (67,4 % de couronnes sur dents postérieures).	CVI modifié	Etude rétrospective. Critères de sélection des cas non précisés. L'absence de perdus de vue dans l'étude est suspecte de biais. 1 seul praticien. Pas de protocole de contrôle.	Taux de succès à 6 ans pour les couronnes antérieures : 98,9 % ; et 99,2 % pour les couronnes postérieures.
Vult von Steyern et coll. [101]	2001	In-Ceram® Alumina	Observation sur 60 mois de 20 bridges (6 maxillaires et 14 mandibulaires) de trois éléments remplaçant chacun une prémolaire ou une molaire.	Phosphate de zinc.	Etude prospective. Couronnes réalisées dans une université. Pas de protocole de contrôle.	2 fractures (et une au bout de 66 mois). Pas de caries ni de pathologies parodontales.

Auteurs	Année	Système testé	Objectifs de l'étude	Matériau d'interface	Commentaires sur la méthodologie	Résultats
Odman et Andersson [74]	2001	Procera® AllCeram	Longévité de 5 à 10 ans de 87 couronnes unitaires posées entre 1989 et 1995. 74 % des couronnes sont réalisées sur des molaires ou des prémolaires.	phosphate de zinc (pour 79 cas), CVI (pour 8 cas).	Etude prospective. Etude réalisée dans un centre dentaire public. Seulement 1 couronne a été suivie pendant 11 ans et 46 pendant 9 ans. Patients non obligatoirement revus par le même praticien. Pas de radiographie de contrôle annuelle. 9 patients non revus mais comptabilisés dans les statistiques. Un des auteurs est employé par la société Nobel Biocare.	Taux de succès de 97,7 % après 5 ans et 92,2 % après 10 ans.
Fradeani et coll. [32]	2002	In-Ceram® Spinell	observation sur 22 à 60 mois de 40 couronnes unitaires (22 sur des incisives centrales, 14 sur des incisives latérales et 4 sur des canines).	Composite	Etude prospective. 1 seul prothésiste dentaire. 2 praticiens.	Après 5 ans, le taux de succès est de 97,5 % selon la méthode de Kaplan-Meyer.

Auteurs	Année	Système testé	Objectifs de l'étude	Matériau d'interface	Commentaires sur la méthodologie	Résultats
Fradeani et Redemagni [33]	2002	IPS Empress®	Longévité (4 à 11 ans) de 170 couronnes unitaires posées entre 1990 et 1996 (74,4 % sur des dents antérieures). 80 couronnes ont été fabriquées selon la technique de stratification et 45 selon la technique de maquillage.	Composite	Etude rétrospective. Moyenne d'âge des patients plus faible que dans les autres études (40 ans). 26 % de perdu de vue.	Probabilité de réussite de 95,2 % sur 11 ans (pour les 125 couronnes examinées).
Gemalmaz et Ergin [36]	2002	IPS Empress®	Observation de 37 couronnes unitaires en place de 12 à 41 mois (21 sur les incisives, 10 sur des prémolaires et 6 sur des molaires). Les couronnes sur les incisives ont été réalisées avec la technique de stratification.	Composite	Etude rétrospective ou prospective ? Observation ≤ 24 mois pour 50 % des couronnes.	94,6 % de taux de réussite à 2 ans.
Bindl et Mörmann [6]	2002	Cerec 2®. Céramiques Vitablocs In-Ceram® Alumina et In-Ceram® Spinell.	Observation de 43 couronnes postérieures mises en place d'octobre 1995 à mars 2000. Vérifier l'hypothèse qu'un matériau plus résistant a un taux de succès plus important qu'un matériau fragile.	Composite	Etude prospective. Patients traités dans une université. Tous les patients participent à un programme d'hygiène orale individuel avec un dentiste hygiéniste.	92 % de réussite pour les couronnes à base d'In-Ceram® Alumina et 100 % pour les couronnes à base d'In-Ceram® Spinell.
Auteurs	Année	Système testé	Objectifs de l'étude	Matériau d'interface	Commentaires sur la	Résultats

					méthodologie	
Olsson et coll. [75]	2003	In-Ceram® Alumina	Longévité de 42 bridges de 2, 3, 4 ou 6 éléments sur une période de 2 à 110 mois. 26 bridges sont situés en postérieur dont 8 après les canines. 71 % de bridges en extension.	Phosphate de zinc	Etude rétrospective. 1 seul praticien. Critères de sélection des cas non précisés. Seulement 2 bridges sont suivis à 10 ans (36 à 5 ans).	Taux de réussite après 5 ans de 93 %. et 83 % après 10 ans.

Précisions sur les résultats

Six études cliniques ont été publiées pour le seul système In-Ceram® Alumina, dont cinq sont exploitables.

Les éléments unitaires donnent des taux de succès de 96 % à 86 mois pour Mac Laren et White [61]. Au bout de 36 mois, sur 223 couronnes, 6 (2,7 %) subissent des échecs (fracture de la chape ou de la céramique cosmétique). Puis aucune des 89 couronnes suivies du 36^{ème} au 86^{ème} mois ne subit de fracture. Les fractures concernent le plus souvent les prémolaires et les molaires (94% de taux de réussite à 3 ans) que les incisives et les canines (98 %).

Les auteurs ne constatent aucune lésions carieuses ni parodontales suite à la pose des couronnes.

Mais ces résultats restent biaisés car 27 % des patients ont été contactés par téléphone.

Pour Segal [84], le taux de succès à 6 ans des couronnes unitaires In-Ceram® Alumina est de 99,1 %, avec 98,9 % pour les couronnes antérieures et 99,2 % pour les couronnes postérieures. 5 couronnes sur 546 sont refaites pour cause de fracture de la chape ou de la céramique cosmétique. Les deux fractures de chapes ont lieu chez un patient présentant des parafonctions.

Dans cette dernière étude, le scellement à l'aide d'un ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine n' induit pas de fracture de l'In-Ceram®.

Les bridges In-Ceram® Alumina de trois éléments atteignent 88 % de succès à 3 ans pour Sorensen et coll. [89] avec 100 % pour les 21 bridges antérieurs, 89 % pour ceux remplaçant une prémolaire et 76 % pour ceux remplaçant une molaire. Vult Von Steyern et coll. [101] rapportent 90 % de succès à 5 ans pour des bridges postérieurs lorsque les prothèses possèdent un noyau céramique alumine d'au moins 3 mm de section au niveau de la liaison entre l'intermédiaire et le moyen d'ancrage.

La publication la plus récente donne un taux de réussite après 5 ans de 93 % et après 10 ans de 83 %, selon Olsson et coll., avec une connexion verticale de 4 mm et horizontale de 3 mm pour les bridges antérieurs [75].

Les échecs sont principalement liés à des fractures au niveau de la connexion. Deux fractures sont dues à des traumatismes externes et trois (à 4, 26 et 62 mois) ont eu lieu sur des bridges postérieurs dont deux en extension. Dans cette étude, 71 % des bridges possèdent un élément en porte-à-faux.

Ces bridges sont scellés à l'aide de phosphate de zinc et cela ne modifie pas le taux de réussite.

Pour ces restaurations, l'intégration parodontale, la teinte, la satisfaction du patient et l'adaptation marginale sont satisfaisantes.

Le système In-Ceram® Spinell n'apparaît que dans une étude, celle de Fradeani et coll. [32], et montre un taux de réussite favorable (97,5 % à 5 ans) sur des dents antérieures vitales non discolorées ou bien traitées endodontiquement mais reconstituées avec un faux-moignon en composite ou en céramique.

Une fracture de la chape apparaît chez un patient présentant des signes de parafonction ; deux couronnes avec des éclats de céramique cosmétique sont laissées en place suite à leur polissage.

L'adaptation marginale semble satisfaisante mais seulement 22,5 % des couronnes présentent une limite supragingivale, facilement contrôlable.

Concernant la teinte, 95 % des couronnes obtiennent un bon score par rapport aux critères de l'association dentaire de Californie. Cette teinte résulte de la combinaison du spinelle et de la céramique cosmétique Vitadur-alpha®.

Aucune évaluation clinique de l'In-Ceram® Zirconia n'est encore validée.

Deux études prospectives attestent des performances du système Procera® AllCeram pour la réalisation de couronnes unitaires. Cependant, le procédé commercial actuel est légèrement différent de celui utilisé par Oden et coll.. Toute la surface des chapes est produite avec des techniques industrielles. De plus, la céramique de revêtement est désormais la céramique AllCeram® (Ducera GmbH) (on peut également utiliser la céramique Vitadur®). La composition des chapes reste la même.

Les résultats de cette étude montre 6 échecs sur 97 couronnes suivies à 5 ans, dont trois fractures de l'infrastructure (après plus de trois années d'utilisation), deux fractures de la céramique cosmétique et une reprise de carie. 5 fractures concernent des molaires et une prémolaire. Les pourcentages de fracture sont de 7,3 % pour les molaires et de 3,6 % pour les prémolaires. Aucune fracture d'incisive ou de canine n'est signalée. Le taux de réussite est donc de 93,7 % à 5 ans.

Pour la deuxième étude, Odman et Andersson [74] utilisent le système de fabrication entièrement industriel des chapes Procera®, et la céramique Vitadur-N® comme céramique cosmétique. Parmi les couronnes suivies sur 5 à 10 ans, 4 couronnes sont refaites pour cause de fracture de la chape et une pour lésion carieuse et mauvaise adaptation marginale (après 6 ans). D'après les auteurs, une fracture serait liée à un traumatisme externe, une autre à un réduction occlusale insuffisante (0,8 mm sur une prémolaire) et les deux autres auraient eu lieu sur un patient présentant des facettes d'usure, signe d'un bruxisme existant.

11 couronnes sont rescellées avec un ciment verre ionomère, qui a une qualité rétentive plus importante que le phosphate de zinc, selon les auteurs.

Des saignements gingivaux sont quelquefois plus importants autour des couronnes Procera® (39 %) que sur les dents naturelles controlatérales (27 %). Ceci dépend de la localisation de la limite cervicale [74].

92 % des patients sont satisfaits du résultat esthétique contre 59 % pour les praticiens. Ces différences montrent que les praticiens sont plus critiques que les patients.

Ces résultats donnent un taux de succès de 97,7 % après 5 ans et 92,2 % après 10 ans.

Une étude clinique portant sur 40 bridges Procera® AllCeram est en cours [73].

Une des deux études portant sur IPS Empress® présente des biais qui ne permettent pas de transposer les résultats à notre pratique.

L'étude de Fradeani et Redemagni [33] présente une estimation du taux de succès de 95,2 % à 11 ans selon la méthode de Kaplan-Meyer. Ce taux est de 98,9 % pour les secteurs antérieurs et 84,4 % pour les secteurs postérieurs. Dans cette étude, le nombre des couronnes est plus élevé dans le secteur antérieur car après plusieurs échecs sur des molaires et prémolaires, les auteurs ont décidé de ne plus poser de couronnes dans les secteurs postérieurs.

Les échecs principaux sont dus à des fractures de la céramique.

D'autre part, aucune différence importante n'est remarquée entre les deux techniques de maquillage ou de stratification.

Une étude d'El-Mowafy et Brochu [27] publiée en 2002 indique que l'utilisation des couronnes IPS Empress® dans les secteurs postérieurs n'est pas recommandée tant que plus d'amples résultats cliniques ne seront pas favorables.

Une seule étude porte sur l'IPS Empress 2®, avec la réalisation de 60 bridges de trois éléments [89] ; mais l'observation des prothèses est limitée à 18 mois, or nous devons sélectionner les études ayant un suivi supérieur à deux ans. Le taux d'échecs de cette étude est de 6,7 % et est principalement lié à des fractures au niveau de la connexion des bridges.

Le système Cerec 2® est étudié par Bindl et Mormann [6] qui l'utilisent avec les céramiques Vitablocs® Alumina et Vitablocs® Spinell pour la réalisation de 43 couronnes unitaires postérieures en place entre 14 et 58 mois. Le montage de la céramique cosmétique est réalisé avec la céramique Vitadur-alpha®. Les couronnes sont collées.

Deux couronnes antagonistes In-Ceram® Alumina se fracturent au bout de 14 et 17 mois chez une patiente qui présente des signes de parafunction, et une autre se descelle au bout de 46 mois.

Dans cette étude, le taux de réussite pour l'In-Ceram® Alumina est de 92 % et de 100 % pour l'In-Ceram® Spinell ; ces premiers résultats ne valident pas l'hypothèse que le matériau le plus résistant aura une longévité plus importante.

Cette étude indique que l'In-Ceram® Spinell peut être utilisé lorsque l'esthétique le demande en l'absence de contre-indication occlusale.

Si on compare ces résultats avec ceux obtenus par la méthode traditionnelle de coulée en barbotine pour la réalisation des couronnes In-Ceram® Alumina et In-Ceram® Spinell, on remarque que le risque de fracture des couronnes Alumina® est plus important avec le système Cerec 2® et inversement pour les couronnes Spinell®.

Aucune étude n'est disponible pour le Cerec 3®.

6.5.3 Analyse des résultats et discussion

Une seule étude clinique intéresse le système Cerec 2®. Seulement deux études portent sur l'IPS Empress® et une sur l'IPS Empress 2®. Aucune étude clinique n'est encore validée pour le Cerec 3® et l'In-Ceram® Zirconia. Il semble donc difficile de conclure pour ces systèmes.

Les principaux systèmes étudiés restent l'In-Ceram® Alumina, l'In-Ceram® Spinell et le Procera® AllCeram. Leurs bons résultats cliniques nous incitent à vérifier que les conditions de mise en œuvre suivies dans ces études cliniques soient applicables dans notre exercice quotidien.

Les recherches cliniques visant à évaluer ces systèmes portent sur des populations strictement sélectionnées : absence de parafunctions, de pathologies occlusales ou parodontales, bon indice gingival, faible taux carieux et bonne hygiène bucco-dentaire ; certains patients participent même à des programmes d'hygiène orale individuels avec un dentiste hygiéniste

[6]. Pour certaines études, les patients doivent présenter un bon état de santé générale et ne pas avoir de problèmes psychiatriques.

D'autre part, ces études ne sont pas randomisées, n'ont pas de groupe de contrôle et ne comportent qu'un faible nombre de cas suivis, surtout à long terme. De plus, les praticiens sont souvent spécialisés en prothèse fixée et les prothésistes entraînés dans l'élaboration d'un système.

Malgré ces défauts, ces études sont suffisamment valides pour prouver que ces trois systèmes, In-Ceram® Alumina, In-Ceram® Spinell et Procera® AllCeram, sont viables lorsque les critères de préparation retenus sont identiques à ceux qui ont été utilisés pour la réalisation des couronnes unitaires ou des bridges.

Si on regarde les causes des échecs, la plupart sont dus à des fractures de la chape ou de la céramique cosmétique. Certaines fractures récentes peuvent être dues à un défaut dans le processus de fabrication, comme une infiltration du verre incomplète pour l'In-Ceram®. Les fractures qui apparaissent longtemps après la pose sont relatives à des effets de fatigue. Mais les causes exactes ne sont pas encore entièrement connues [61].

Une analyse des fractures sur des bridges In-Ceram® Alumina, fabriqués *in vitro* ou *in vivo*, montre que la plupart des fractures (70 à 78 %) se situent au niveau de la zone de liaison entre la chape et la céramique de stratification, zone qui subit d'importantes forces mécaniques [101]. Le module d'élasticité ainsi que la résistance mécanique sont généralement plus importants au niveau de la chape qu'au niveau de la céramique cosmétique ; la distribution des forces n'est donc pas la même dans une structure homogène que dans une structure laminée.

La résistance de la prothèse peut alors être augmentée en excluant la céramique de stratification et en glaçant directement la chape ; ce qui permet d'augmenter la dimension de la chape et élimine les problèmes liés à la stratification [101].

D'après l'étude de Mac Laren et White, la présence sur la préparation dentaire d'angles vifs ou d'une réduction insuffisante favoriseraient l'apparition de fractures. C'est pour cela que la chape doit être vérifiée en bouche et la préparation polie.

Pour certains auteurs, la présence de parafonctions et de forces occlusales excessives sont responsables de fractures de la céramique [6 ; 32 ; 74 ; 84].

D'autres fractures sont liées à des traumatismes externes [74 ; 75].

Au niveau parodontal, notamment pour l'IPS Empress®, des inflammations gingivales sont observées sur des couronnes ayant une limite sousgingivale [36]. Il vaut donc mieux placer la limite prothétique de préférence en supragingivale voire en juxtagingivale.

Quasiment aucune carie, une seule pour l'étude de Oden et coll., n'est la cause d'un échec prothétique. Ceci vient du fait que la céramique n'est pas plastique ; sous l'effet de contraintes, elle ne se déforme pas comme les alliages qui induisent alors des percolations et donc des reprises carieuses ou des pertes de ciment de scellement.

L'indice de plaque au niveau des couronnes restent égal voire inférieur à celui des dents

naturelles adjacentes. Ces observations viennent du fait que les patients choisis ont une bonne hygiène bucco-dentaire et portent un intérêt particulier à leur restauration prothétique [36].

Aucune des études cliniques issues de notre recherche bibliographique ne présente de complication pulpaire. Mais dans certaines études [74], ni la vitalité pulpaire ni les contrôles radiographiques annuels ne sont faits régulièrement. De plus la majorité des études se limitent à un suivi sur cinq ans.

Il a été constaté que les complications pulpaires sont plus importantes sur les dents préparées (15 %) que sur les dents intactes (3 %). La plupart des complications ne sont diagnostiquées que 7 à 12 ans après la pose de la couronne [5]. Une autre étude rapporte 10 % de lésions apicales au bout de 10 ans [52].

Les volumes ménagés pour optimiser la résistance mécanique des céramiques peuvent s'avérer dangereux pour la vitalité pulpaire. Polansky et coll. [77] ont mesuré la distance séparant la pulpe de la surface dentinaire externe sur 121 molaires et prémolaires extraites après préparation d'un épaulement à angle interne arrondi de profondeur de 1,2 mm réalisé au niveau de la limite amélo-cémentaire et avec une dépouille comprise entre 12° et 20°. En partant de l'hypothèse qu'une épaisseur dentinaire résiduelle minimum de 0,7 mm est nécessaire entre la pulpe et la périphérie, les auteurs concluent qu'elle n'est obtenue que pour 50 % des molaires maxillaires. Un épaulement réduit à 0,8 mm autoriserait une épaisseur résiduelle de 0,7 mm dans tous les secteurs postérieurs. Les molaires mandibulaires sont particulièrement vulnérables dans les régions linguales et mésiales. Le plus grand risque se situe sur les faces proximales des prémolaires (maxillaires et mandibulaires) [26].

Il est donc important de veiller à conserver le maximum de tissus dentaires pour favoriser la pérennité de l'organe dentaire et la ré-intervention.

Deux études prospectives ont évalué les performances cliniques des bridges antérieurs ; pour l'instant, ils sont limités à trois éléments. L'étude de Sorensen et coll. [90] sur le système In-Ceram® Alumina ne montre aucun échec pour les 21 bridges remplaçant des incisives maxillaires observés sur une période de trois ans. La seconde étude évalue les bridges réalisés avec de la céramique à base disilicate de lithium (IPS Empress 2®). Un échec est observé sur les 22 bridges antérieurs suivis sur 18 mois [89]. Ces deux études évaluent également la qualité des bridges postérieurs tout céramique. Mais aucune étude n'inclut de groupe de contrôle et la période d'évaluation est inférieure à cinq ans.

L'étude de Vult Von Steyern [101] sur les bridges postérieurs In-Ceram® Alumina montre un taux de réussite de 90 % sur cinq ans, ce qui paraît prometteur.

Pour Raigrodski et Chiche [78], la réalisation de bridges en extension est contre-indiquée par l'effet de bras de levier dues à des forces occlusales importantes qui risquent de desceller la prothèse et d'aggraver la mobilité de la dent pilier si elle a déjà un parodonte fragile. Ceci est contredit par Olsson et coll. dans leur étude portant sur des bridges tout céramique en extension dont le taux de fracture est le même que les bridges comportant des piliers mésiaux et distaux [75]. Ils proposent donc d'élargir l'indication des bridges de deux éléments, dont un en extension, au secteur postérieur.

Les résultats issus des études cliniques précédentes peuvent-ils être comparés à ceux publiés pour les prothèses céramo-céramiques ? Il est périlleux de s'y risquer.

En effet, Dot et Brunet [26] ont mis en évidence que les publications concernant les prothèses céramo-métalliques sont issues d'études cliniques rétrospectives menées sans protocole méthodologique rigoureux. Elles ne permettent pas de d'analyse fine de l'origine des échecs (caries, fractures, lésions endodontiques, etc.) et en particulier l'intégration esthétique de l'élément prothétique n'est que rarement prise en compte. Les statistiques issues de ces travaux ne peuvent être comparées aux études prospectives conduites actuellement. Les «références» restent deux méta-analyses [13 ; 83] conduites sur la longévité des prothèses céramo-métalliques plurales.

Ces articles reprennent toutes les études publiées entre 1966 et 1996 selon des critères bien précis (nombre d'échecs et leur cause, nombre de prothèses suivies, minimum de suivi à 3 ans, provenance des patients et type de praticien). Elles rapportent 95 % de taux de survie des bridges à 5 ans, 90 % à 10 ans et 70 % à 15 ans. Notons également qu'en cas d'échec la durée de vie moyenne des prothèses varie entre 6 et 8 ans selon les études.

6.5.4 Conclusion

Au terme de cette revue de littérature conduite jusqu'en février 2004, nous constatons que seuls les systèmes céramiques In-Ceram® Alumina et Procera® AllCeram ont donné lieu à des publications cliniques de qualité. Ces études sont suffisamment valides pour prouver que ces deux systèmes sont viables lorsque les critères de préparation retenus sont identiques à ceux qui ont été utilisés :

- pour Procera® AllCeram, un congé arrondi est préconisé puisque l'infrastructure céramique d'épaisseur moyenne de 0,6 mm peut être affinée jusqu'à 0,15 mm à la limite [72] ;
- pour In-Ceram® Alumina les données sont plus précises [32 ; 84 ; 101] :
 - 1,2 à 1,5 mm de préparation périphérique sous forme d'épaulement à angle interne arrondi ;
 - 1,5 à 2 mm de réduction occlusale ;
 - une dépouille des faces axiales de 10 à 20°.

Trois points concernant la mise en œuvre clinique de ces deux procédés peuvent être extraits de cette analyse critique :

- les préparations périphériques unitaires postérieures et antérieures sans artifice de rétention secondaire et présentant une limite régulière sans chanfrein peuvent être recouvertes par une prothèse céramo-céramique sans que les risques d'échecs à cinq ans soient supérieurs à ceux encourus par la prothèse céramo-métallique ;
- les bridges antérieurs In-Ceram® Alumina restent fiables si l'indication est bien posée [90]. D'autres études cliniques doivent être validées pour les bridges IPS Empress 2®.
- les résultats du travail de Vult von Steyern et coll. [101] sur les bridges postérieurs de trois

éléments sont très prometteurs. Cependant nous recommandons d'attendre des études portant sur un plus grand nombre de cas cliniques avant de généraliser la mise en place de bridges tout céramique.

Mais certains prothésistes qui connaissent bien le système In-Ceram® réalisent des bridges postérieurs tout céramique depuis longtemps.

Des études randomisées portant sur des séries plus importantes de prothèses et sur une durée minimale de cinq ans permettront de mieux apprécier les limites des systèmes cliniques tout céramique.

Les autres systèmes céramiques commercialisés doivent faire leurs «preuves» cliniques afin de pouvoir être utilisés avec un rapport bénéfice / coût / sécurité prédictible pour le patient et le praticien.

Par ailleurs, il n'existe pas de matériau de scellement ou de collage universel applicable à toute situation clinique. La sélection d'un produit ou d'un autre doit résulter d'une démarche réfléchie prenant en compte les spécificités de l'assemblage.

6.6 Apports des discussions avec des praticiens et des prothésistes

Des chirurgiens-dentistes ont, au cours de leur exercice, comparé différents systèmes ; cela leur a permis d'émettre quelques remarques.

Par exemple, certains ont comparé les systèmes Procera® AllCeram et IPS Empress 2® pour le remplacement d'incisives centrales maxillaires [39], et ils ont noté que :

- les résultats esthétiques sont similaires et sont liés à l'habileté du prothésiste ;
- pour le système Procera®, la précision des limites cervicales semble supérieure et l'adaptation au moignon sous-jacent est plus passive, ce qui induit moins de contraintes lors du scellement ;
- le résultat esthétique final est beaucoup moins lié à la teinte du ciment de scellement dans le système Procera®, car la chape est relativement opaque ;
- le collage de l'IPS Empress 2® implique un système *try-in* (pâte d'essai) avec différentes teintes de composite de collage (Variolink II®). Les chapes Procera®, elles, sont scellées, ce qui permet une simplification clinique.

Mais d'une manière générale, ils émettent les remarques suivantes :

- il vaut mieux coller les couronnes IPS Empress 2® ;
- la possibilité de sceller est plus simple pour le système Procera® (Fuji Cem®) ;
- le résultat esthétique avec l'IPS Empress 2® est excellent ;
- le système Procera® est prometteur car son mode de conception semi-industrielle permet une amélioration du rapport efficacité / sécurité / coût.

Certains reprochent le caractère non homothétique des chapes Procera®, ou bien que le meulage de celles-ci fait encourir un risque de fracture.

La longueur du temps d'élaboration d'une couronne In-Ceram® est souvent reproché à ce système ; mais la résistance à la flexion reste néanmoins supérieure à celle d'autres céramiques, comme l'IPS Empress 2®.

D'un avis général, même si le moignon sous-jacent est métallique, le rendu esthétique est toujours meilleur qu'avec une couronne céramo-métallique.

Ils ne rapportent que peu de cas de fracture de la céramique suite à la pose d'une prothèse ; à condition que le prothésiste maîtrise parfaitement son système et que le chirurgien-dentiste soit rigoureux dans sa réalisation clinique (respect des indications et des règles de préparation, bonne qualité de l'empreinte, mise en œuvre adéquat du matériau de scellement ou de collage).

Du point de vue du coût, ce type de couronne n'est pas toujours plus élevée que les couronnes céramo-métalliques traditionnelles ; certains prothésistes pratiquent les mêmes tarifs pour les deux types de couronnes afin de promouvoir les systèmes tout céramique.

En France, du point de vue du remboursement pour les couronnes céramo-céramiques il n'y a actuellement aucune prise en charge par la Sécurité Sociale. En effet, d'après l'arrêté du 11 mars 2003 : «sont exclues de la prise en charge, les couronnes dentaires ne faisant pas intervenir une technique de coulée métallique». Ceci représente un inconvénient pour bon nombre de patients.

6.7 Comparaison des investissements financier et humain

Ce chapitre a été réalisé selon les indications orales données par des prothésistes et des responsables commerciaux.

De par son ancienneté et son origine française, l'In-Ceram® est bien représenté sur l'ensemble du territoire français : 700 laboratoires peuvent fournir des prothèses In-Ceram® (seulement 350 d'entre eux possèdent l'équipement). Mais cela reste inférieur à d'autres pays Européens.

Par comparaison, en France, 313 laboratoires sont équipés du système IPS Empress 2®.

Pour le système Procera®, 200 laboratoires ont investi dans un scanner ; cela inclut les prothésistes qui n'ont pas encore fait leur formation.

Le système Cerec 3® est surtout développé dans l'est et le sud-est de la France ; il intéresse plutôt les pays frontaliers (Suisse et Allemagne, pays de fabrication). Mais la vente a triplé en France depuis le dernier congrès de l'Association Dentaire Française, suite à la sortie du logiciel Cerec 3D®.

En terme d'investissement initial afin de s'équiper , pour le prothésiste, il faut compter :

- pour l'In-Ceram® : 10 000 euros (four, appareil à ultrasons et coffret Alumina®) ;
- pour l'IPS Empress 2® : 2046 euros pour l'assortiment de stratification IPS Eris for E2 ; ce kit comprend :
 - 5 tubes contenant 10 lingotins (5 teintes différents),
 - 5 tubes contenant 5 lingotins L,
 - 10 masses Dentine,
 - 3 masses Incisale,
 - 4 masses Transparent,
 - 1 masse de correction,
 - 1 liquide de modelage,
 - 1 liquide de glaçage,
 - 1 liquide de glaçage et de maquillage,
 - 1 IPS Connector de 3 pièces,
 - 1 teintier Chromascop,
 - 1 teintier de masse Dentin,
 - et 1 teintier de masse Incisale/Transparent.

Pour l'assortiment de stratification avec le teintier Vita Lumin Vacuum®, il faut compter 1985 euros, le choix des teintes étant moins important.

Le four de pressée est à 9000 euros environ.

- pour le système Procera®, le prothésiste doit être équipé d'un scanner (17 500 euros). Chaque chape est vendue 62 euros au laboratoire de prothèse par Nobel Biocare.

Pour le praticien, il faut compter 83 841 euros pour le système Cerec 3® (unité d'acquisition d'images + unité d'usinage + logiciel Cerec 3D®).

Par ailleurs, certains prothésistes, voire même praticiens, sous-traitent la réalisation des chapes d'abord à d'autres laboratoires puis, lorsqu'ils connaissent le système, investissent.

Le prix de la prothèse est fonction de la technique utilisée, du temps passé à sa réalisation par le prothésiste ainsi que sa notoriété.

Pour une couronne unitaire, les prix donnés par les prothésistes varient de 132 à 176 euros. Ces prix sont inférieurs pour une couronne simplement maquillée (IPS Empress 2® ou Cerec 3®).

En terme d'investissement humain, le délai nécessaire à la fabrication d'une couronne In-Ceram® est supérieur aux autres systèmes. En effet, les différents temps d'élaboration (montage, cuissons) nécessitent environ 20 heures. Les phases de cuisson en représentent les 80 %.

Pour l'IPS Empress 2® le temps d'élaboration est d'environ 4 heures.

Pour le système Procera® la situation est particulière, le laboratoire n'a à sa charge que la réalisation du MPU, le scannage de la préparation et le montage de la céramique cosmétique. Par contre, le délai de retour de la chape de l'unité de fabrication au laboratoire est de 48 heures.

Le système Cerec 3® permet la réalisation d'une couronne maquillée en une séance. D'autre part, la mise en œuvre du système Cerec® réduit très sensiblement la procédure de fabrication des chapes In-Ceram®, qui dure moins de deux heures au total, toutes phases de cuisson et de refroidissement comprises.

7. EVOLUTION DES PROCÉDES CERAMO-CERAMIQUES

Le développement des systèmes tout céramique est à mettre en parallèle avec celui de la CFAO dentaire. L'apport de l'outil informatique permet de libérer le prothésiste de toutes les étapes fastidieuses de la sculpture, de la métallurgie et de la coulée, qui, lorsqu'il essaie de faire de l'esthétisme, viennent le pénaliser.

L'évolution de la CFAO est utile au praticien ; par exemple, pour faciliter la prise de teinte on s'intéresse aux systèmes de relevés des couleurs numérisées. Le shade-scanner® (Cynovad) est de conception nouvelle et propose une analyse de l'apparence, de l'impression visuelle de la dent à partir de l'acquisition numérique de son image. Cette image, différemment déclinée, met en évidence les caractérisations, les régions translucides ou opaques, les variations tridimensionnelles de la couleur (luminosité, saturation, teinte) en référence au guide chromatique de notre choix [58].

Une autre innovation permet la fabrication des éléments en cire par prototypage. Ce procédé (Wax-pro TM®, Cynovad) automatise l'étape de maquettage et peut fournir jusqu'à 150 unités en huit heures. Cette technologie a été mise au point pour répondre à l'attente des gros laboratoires qui souhaitent accroître leur productivité afin de faire face à une demande importante [58].

Mais malgré les progrès incontestables de la CFAO dentaire, le recours à des procédés plus traditionnels, comme la coulée en barbotine, reste encore aujourd'hui intéressant pour la réalisation d'inlays-core et de bridges de grande étendue présentant une courbure incompatible avec la forme des blocs de matériaux.

On peut également se poser la question, puisque la sous-traitance existe avec ces systèmes, où est la traçabilité entre le laboratoire qui sous-traite à un autre laboratoire, et le laboratoire qui monte la céramique cosmétique ? Il faudrait aussi préciser où sont les responsabilités en cas de problème.

Dans ce domaine, la Traçabilité Assistée par Ordinateur (TAO) a été présentée au congrès de l'ADF en 2002. Son principe est simple : le praticien collecte un certain nombre de données qui doivent figurer sur la fiche de prescription de la prothèse. Ces données sont transmises, avec l'empreinte, dans une puce initialisée au cabinet dentaire, si celui-ci est équipé du lecteur encodeur «SOLO», sinon la puce sera initialisée au laboratoire. Lors de la coulée de l'empreinte, la puce électronique est insérée dans le plâtre du socle du modèle encore frais, ou collée. La lecture des informations contenues dans la puce se fait par simple passage au-dessus du lecteur «SOLO». L'opérateur a la possibilité de se rendre sur la fiche de traçabilité et d'y inscrire les numéros de lot des matériaux entrant dans la composition de la prothèse. Les informations contenues dans la puce sont ensuite «figées» (on ne peut plus rien écrire sur la puce) puis copiées dans une carte à puce qui sera remise au patient. Il pourra alors tout au long de sa vie remettre cette *Dental memo card* à un autre chirurgien-dentiste qui pourra lire les informations relatives à la prothèse [47].

L'évolution des procédés tout céramique se fait aussi avec l'augmentation des performances mécaniques des matériaux utilisés (bloc de céramique composé exclusivement de zircone frittée).

Mais si on arrive à des bases zircone extra-dures, il faudra d'autres types d'outils ; et il ne sera plus possible de faire l'usinage par des instruments rotatifs, à moins de travailler dans une grosse entreprise. Le traitement de la chape ne pourra alors plus se faire au laboratoire de prothèse.

Tout ces progrès peuvent donc rendre industrielle la réalisation des prothèses et effacer le côté relationnel prothésiste / praticien qui est également la clé du succès par une concertation constructive concernant aussi bien l'armature que le montage cosmétique.

CONCLUSION

Il est donc admis que l'utilisation des procédés céramo-céramiques dans la réalisation de prothèses fixées sont possibles et sûrs. Mais le succès thérapeutique de ces procédés dépend tout à la fois du juste choix de leur indication, du matériau de collage ou de scellement ainsi que de l'expérience du praticien et du prothésiste.

Par ailleurs, il est du devoir des praticiens de choisir les procédés les plus fiables et ayant le plus de recul clinique, car il existe sur le marché des produits qui ne sont pas satisfaisants et c'est aux laboratoires ainsi qu'aux chirurgiens-dentistes de faire une recherche efficace.

Quant au futur, grâce aux systèmes d'usinage qui utilisent des matériaux de haute résistance, la réalisation des bridges tout céramique, notamment postérieurs, va se développer.

Le problème, aujourd'hui, est que les couronnes céramo-céramiques sont généralement assimilées à de la dentisterie élitiste. Cette idée est principalement due à la technicité demandée au praticien, et au prothésiste, pour préparer, confectionner puis fixer la couronne.

Les honoraires demandés au patient constituent également un frein au développement du tout céramique.

Il est important de noter cependant, que l'objection semblerait plutôt être du fait du prescripteur que du patient : en effet, la couronne tout céramique est rarement proposée en première intention...

De plus, si la prescription de ce type de prothèse se démocratise, alors les coûts diminueront.

Il faut donc oser faire le pas.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. ABOUDHARAM G et LAURENT M.

Evolution et indications des reconstitutions corono-radicaux indirectes.
Cah Prothèse 2001;116:61-71.

2. ALLARD Y.

Une nouvelle céramique : l'Empress.
Réal Clin 1991;2(4):477-488.

3. AMOUYAL R et DILIGEART J.

Intérêt de la technique Empress.
Discussions, applications et solutions pour optimiser les résultats cliniques.
Clinic 2001;22(8):533-540.

4. BARTALA M.

Scellement ou collage ? Le choix raisonné.
Cah Prothèse 2002;117:67-82.

5. BERGENHOLTZ G et NYMAN S.

Endodontic Complications following periodontal and prosthetic treatment of patients with advanced periodontal disease.
J Periodontol 1984;55:63-68.

6. BINDL A et MORMANN WH.

An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns.
Int J Prosthodont 2002;15(5):451-456.

7. BLATZ M, SADAN A et KERN M.

Resin-ceramic bonding : a review of the literature.
J Prosthet Dent 2003;89:268-274.

8. BOURELLY G et PRASAD A.

Le procédé Optec hsp : concepts et mise en œuvre au laboratoire.
Cah Prothèse 1989;68:93-102.

9. BUIJS J.

Zircone : un matériau méconnu.
Stratégie Prothétique 2003;3(1):39-43.

10. CADIOU D et UBASSY G.

Réalisation d'un bridge IPS Empress 2 selon la technique de stratification.
Prothèse Dent 1998;146:25-29.

11. CHAI J, TAKAHASHI Y, SULAIMAN F et coll.

Probability of fracture of all-ceramic crowns.
Int J Prosthodont 2000;13(5):420-424.

12. CHEYLAN JM.

Ciments de scellement : que choisir ?
Clinic 2001;**22**(6):389-396.

13. CREUGERS NH, KAYSER AF et VAN'T HOF MA.

A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges.
Community Dent Oral Epidemiol 1994;**22**(6):448-452.

14. DANIEL X.

Apport du système CEREC inLab® à la réalisation de prothèses fixées unitaires et plurales.
Stratégie Prothétique 2003;**3**(5):373-392.

15. DANIEL X et COURANT G.

In-Ceram® Zirconia : la nouvelle dimension céramo-céramique.
Synergie Prothétique 1999;**1**(1):5-18.

16. DE ROUFFIGNAC M et DE COOMAN J.

IPS Empress II (Ivoclar).
Synergie Prothétique 2000;**2**(2):127-131.

17. DECLOQUEMENT C.

Les différents types de céramiques actuellement utilisables ou disponibles.
Rev Odontostomatol (Paris) 1989;**18**(5):372-382.

18. DEGORCE T et PENNARD J.

Couronnes Empress sur dents dépulpées antérieures. De l'inlay-core céramisé au tenon Cosmopost®.
Cah Prothèse 1999;106:31-47.

19. DEGORCE T et PENNARD J.

Réalisation d'un bridge Empress 2®.
Synergie Prothétique 1999;**1**(1):21-30.

20. DEGRANGE M et MOINARD M.

Table ronde autour des céramo-céramiques.
Synergie Prothétique 2000;**2**(2):157-160.

21. DEGRANGE M, SADOUN M et HEIM N.

Les céramiques dentaires 2^{ème} partie : les nouvelles céramiques.
J Biomater Dent 1987;**3**(1):61-69.

22. DEGRANGE M et TIRLET G.

Scellement et collage.
Cah Prothèse 1995;92:27-45.

23. DEGUDENT® (laboratoires).

Une solution intelligente pour un matériau innovatif.
Cercon smart ceramics : Le système CAM «tout céramique».
Montigny-Le-Bretonneux : Dentsply France, 2003.

- 24. DEKLERCK E et ANDRIEU P.**
Procera (Nobel Biocare).
Synergie Prothétique 2000;2(2):145-149.
- 25. DEZILE B et JOUDON P.**
Cerec 2 (Sirona).
Synergie Prothétique 2000;2(2):151-155.
- 26. DOT D, BRUNET A et AUMAIN O.**
Céramiques avec ou sans métal : critères de choix.
Paris : Entretiens de Bichat, odontologie et stomatologie, 2002;65-73.
- 27. EL-MOWAFY O et BROCHU JF.**
Longevity and clinical performance of IPS Empress ceramic restorations. A clinical review.
J Can Dent Assoc 2002;68(4):233-237.
- 28. ESQUIVEL-UPSHAW JF, CHAI J, SANSANO S et SHONBERG D.**
Resistance to staining, flexural strength, and chemical solubility of core porcelains for all-ceramic crowns.
Int J Prosthodont 2001;14(3):284-288.
- 29. ETIENNE JM.**
Système Procera.
Inf Dent 2004;86(6):335.
- 30. FERRARI JL et SADOUN M.**
Classification des céramiques dentaires.
Encycl Méd Chir (Paris), Odontologie, 23065 G10, 1995.
- 31. FOUGERAIS G et LE PAN J.**
Restaurations d'incisives maxillaires par des procédés «tout céramique» (Procera® et Cosmopost®).
Synergie Prothétique 2000;2(5):341-350.
- 32. FRADEANI M, AQUILANO A et CORRADO M.**
Clinical experience with In-Ceram Spinell crowns : 5-year follow-up.
Int J Periodont Rest Dent 2002;22(6):525-533.
- 33. FRADEANI M et REDEMAGNI M.**
An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns : a retrospective study.
Quintessence Int 2002;33:503-510.
- 34. FRITZ H, DORING K, FREESMEYER WB, et BADER G.**
Réalisation d'un bridge tout céramique avec la technique CFAO.
Alternatives Prothétiques 2000;8:14-21.

- 35. GATARD F.**
Le scellement des restaurations céramiques à base d'alumine ou de zirconie.
Stratégie Prothétique 2004;**4**(1):69-74.
- 36. GEMALMAZ D et ERGIN S.**
Clinical evaluation of all-ceramic crowns.
J Prosthet Dent 2002;**87**:189-196.
- 37. GOBERT B.**
La polyvalence du système Wolceram®.
Stratégie Prothétique 2004;**4**(1):47-55.
- 38. GOMBEAUD F.**
Les nouvelles céramiques en 1993 : l'espoir d'un plus ou la grande illusion ?
Les vitrocéramiques.
Inf Dent 1994;**7**:562-563.
- 39. GORMEZANO A.**
La couronne céramo-céramique antérieure. Description de deux procédés au travers d'un cas clinique.
Clinic 2004;**25**(3):135-146.
- 40. GRYNFAS S.**
Les cosmétiques dédiés aux céramiques.
Tech Dent 2003;**200**:80-81.
- 41. GUAZZATO M, ALBAKRY M, SWAIN MV et IRONSIDE J.**
Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia.
Int J Prosthodont 2002;**15**:339-346.
- 42. HASELTON D, DIAZ-ARNOLD A et HILLIS S.**
Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns.
J Prosthet Dent 2000;**83**(4):396-401.
- 43. HEFFERNAN, AQUILINO, DIAZ-ARNOLD et coll.**
Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I : core materials.
J Prosthet Dent 2002;**88**(1):4-9.
- 44. HEGENBARTH EA.**
Teinte et système Procera® AllCeram.
Alternatives 1999;**4**:61-70.
- 45. HEINZ E LASSIG et RAINER A MULLER.**
L'art dentaire - Histoire-Art-Culture.
Paris : Jacques Legrand, 1989.
- 46. HEYBLOM JP.**
Gamme des systèmes tout céramique.
Tech Dent 2000;**165/166**:19-33.

47. HEYBLOM JP.

Wolceram®, Precident®, Digident®, Everest®, Pro 50®, Lava® et Diadem®.
Tech Dent 2003;**200**:24-42.

48. IRONSIDE JG.

The In-Ceram® metal free ceramic system for fixed prosthodontics.
Austr Prosthodont 1993;**7**:55-61.

49. IVOCLAR VIVADENT (laboratoires).

IPS Empress 2. Dossier pour le prothésiste dentaire.
Saint-Jorioz : Ivoclar France, 2003.

50. IVOCLAR VIVADENT (laboratoires).

Système IPS Empress®-l'insolite. Nouveautés : IPS Eris for E2, IPS Empress Universal
Shade/Stains, IPS Connector.
Saint-Jorioz : Ivoclar France, 2003.

51. IVOCLAR VIVADENT (laboratoires).

IPS Empress® system.
Schaan (Liechtenstein), Ivoclar Vivadent AG, 2002.

52. KARLSSON S.

A clinical evaluation of fixed bridges, 10 years following insertion.
J Oral Rehabil 1982;**13**:423-432.

53. KAVO (laboratoires).

KaVo Everest®. CAD/CAM System. Une multitude de matériaux.
Roissy en France : KaVo France.

54. KNELLESEN C.

Une nouvelle céramique dentaire : la céramique de verre coulée.
Cah Prothèse 1985;**50**:129-140.

55. LAROUSSE

Grand dictionnaire encyclopédique, tome 2.
Paris : Larousse, 1982.

56. LAURENT M, ABOUDHARAM G, LAPLANCHE O et LABORDE G.

Céramique sans armature métallique : quels procédés pour quelles indications ?
Cah Prothèse 2002;**119**:7-15.

57. LELIEVRE F.

Les matériaux céramiques.
Tech Dent 2003;**200**:50-54.

58. LEMAITRE D.

La faculté de Ker Lann (Rennes) à la pointe de l'innovation.
Stratégie Prothétique 2002;**2**(2):147-152.

- 59. LUX O, RICHELME J et VERMEULEN P.**
Les 3 dimensions de la teinte.
Prothèse Dent 1999;**151**:39-43.
- 60. MAC LAREN E.**
Considérations cliniques et technologiques concernant l'utilisation de l'In-ceram et du Spinell.
Inf Dent 1998;**35**:2597-2601.
- 61. MAC LAREN EA et WHITE SN.**
Survival of In-Ceram crowns in a private practice : a prospective clinical trial.
J Prosthet Dent 2000;**83**(2):216-222.
- 62. MAGNE P et BELSER U.**
Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic.
Int J Prosthodont 1997;**10**:459-466.
- 63. MAUNY F et DANIEL X.**
In-Ceram Zirconia.
Alternatives 2000;**8**:41-44.
- 64. MAUNY F et DANIEL X.**
In-Ceram Spinell : application aux inlays-onlays.
Synergie Prothétique 2001;**3**(2):109-118.
- 65. MAUNY F, SADOUN M et DANIEL X.**
Les préparations coronaires périphériques pour procédés céramo-céramiques.
Real Clin 1996;**7**(4):459-470.
- 66. MIARA P et TISSIER S.**
Les couronnes céramo-céramiques en Procera AllCeram.
Inf Dent 2001;**83**(3):137-145.
- 67. MORIN F, DANIEL X et VALENTIN CM.**
Le Slip Casting : conception et mise en œuvre.
Cah Prothèse 1990;**70**:19-30.
- 68. MOYEN O et ARMAND S.**
Les reconstitutions corono-radiculaires : apport des ancrages en fibres de carbone.
Cah Prothèse 1999;**106**:7-18.
- 69. NAKAMURA T, DEI N, KOJIMA T et WAKABAYASHI K.**
Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns.
Int J Prosthodont 2003;**16**(3):244-248.
- 70. NOBEL BIOCARE (laboratoires).**
Procera® AllCeram - Solide et belle.
Paris : Nobel Biocare France, 2003.

- 71. NOBEL BIOCARE (laboratoires).**
Procera® AllZircon – le remplacement de la céramo-métallique.
Paris : Nobel Biocare France, 2003.
- 72. ODEN A, ANDERSSON M, KRYSSTEK-ONDRACEK I et MAGNUSSON D.**
Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns.
J Prosthet Dent 1998;**80**(4):450-456.
- 73. ODEN A, ARVIDSON K, ENGQUIST B et coll.**
Procera AllCeram bridges.
Int J Prosthodont 1999;**12**(5):452.
- 74. ODMAN P et ANDERSSON B.**
Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years : a prospective clinical study.
Int J Prosthodont 2001;**14**(6):504-509.
- 75. OLSSON KG, FURST B, ANDERSSON B et CARLSSON GE.**
A long term retrospective and clinical follow-up study of In-Ceram Alumina FPDs.
Int J Prosthodont 2003;**16**(2):150-156.
- 76. PISSIS P, MORLOT F et NABOULET D.**
La technique Monoblok®.
Cah Prothèse 2003;124:51-60.
- 77. POLANSKI R, ARNETZL G, HAAS M et coll.**
Residual dentin thickness after 1,2 mm shoulder preparation for Cerec.
Int J Comput Dent 2000;**3**(4):243-258.
- 78. RAIGRODSKI AJ et CHICHE GJ.**
The safety and efficacy of anterior partial dentures : a review of the literature.
J Prosthet Dent 2001;**86**(5):520-525.
- 79. REIS M.**
Teinte et prise de teinte.
Clinic 2001;**22**(6):379-386.
- 80. SADOON M et FERRARI JL.**
Classification des céramiques dentaires.
Cah Prothèse 1995;89:17-26.
- 81. SAMAMA Y et OLLIER J.**
La prothèse céramo-céramique et implantaire : système Procera®.
Paris : Quintessence International, 2002.
- 82. SCHWEIGER M, HOLAND W, FRANK M et coll.**
IPS Empress 2 : a new pressable high-strength glass-ceramic for esthetic all-ceram restorations.
Quintessence Int 1999;**22**:143-151.

- 83. SCURRIA MS, BADER JD et SHUGARS DA.**
Meta-analysis of fixed partial denture survival : prostheses and abutments.
J Prosthet Dent 1998;**79**(4):459-464.
- 84. SEGAL B.**
Retrospective assessment of 546 all-ceramic anterior and posterior crowns in a general practice.
J Prosthet Dent 2001;**85**(6):544-550.
- 85. SIRONA DENTAL SYSTEMS (laboratoires).**
Cerec 3 et Cerec Scan.
Bensheim (Allemagne): Sirona, 2003.
- 86. SIRONA DENTAL SYSTEMS (laboratoires).**
Cerec 3D.
Bensheim (Allemagne) : Sirona, 2003.
- 87. SIRONA DENTAL SYSTEMS (laboratoires).**
Cerec inLab.
Bensheim (Allemagne) : Sirona, 2003.
- 88. SIRONA DENTAL SYSTEMS (laboratoires).**
La méthode Cerec : restauration en céramique assistée par ordinateur.
Bensheim (Allemagne) : Sirona, 2003.
- 89. SORENSEN JA, CRUZ M, MITO WT et coll.**
A clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with a lithium disilicate glass-ceramic.
Pract Periodont Aesthet Dent 1999;**11**:95-106.
- 90. SORENSEN JA, KANG SK, TORRES TJ et KNODE H.**
In-Ceram fixed partial dentures : three-year clinical trial results.
J Calif Dent Assoc 1998;**26**(3):207-214.
- 91. SULAIMAN F, CHAI J, JAMESON LM et WOZNIAK WT.**
A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress and Procera crowns.
Int J Prosthodont 1997;**10**(5):478-484.
- 92. THIRY M et HOORNAERT A.**
Cergo Gold (Degussa hüls).
Synergie Prothétique 2000;**2**(2):133-137.
- 93. THOMAS P, BARNSTORF S, SUMMER B et coll.**
Klinik und Poliklinik für Dermatologie und Allergologie.
Biomaterials 2003;**24**(6):959-966.
- 94. TINSCHERT J, NATT G, MAUTSCH W et coll.**
Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures : a laboratory study.
Int J Prosthodont 2001;**14**(3):231-238.

- 95. TRAMBA P et DOT D.**
Les nouvelles céramiques.
Inf Dent 2003;**85**(12):761-762.
- 96. UBASSY G.**
Formes et couleurs : les clés du succès en céramique dentaire.
Paris : CdP,1992.
- 97. UNGER F.**
La CFAO dentaire.
Stratégie Prothétique 2003;**3**(5):327-341.
- 98. VITA ATLANTIC CODENTAL.**
Système Cerec.
Inf Dent 2001;**82**(20):1434
- 99. VITA (laboratoires).**
Céramo-céramiques : aspects cliniques (préparation et scellement).
Bad Säckingen (Allemagne) : Vita, 2003.
- 100. VITA (laboratoires).**
In-Ceram®Alumina : réalisation de l'infrastructure selon la technique de la barbotine.
Bad Säckingen (Allemagne) : Vita, 2003.
- 101. VULT VON STEYERN P, JONSSON O et NILNER K.**
Five-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) FPDs.
Int J Prosthodont 2001;**14**(4):379-384.
- 102. WALTER B.**
Traitement des agénésies dentaires par bridge tout céramique.
Cah Prothèse 2003;**121**:7-18.
- 103. WASSEL RW, WALLS A, STEEL JG et NOHL F.**
A clinical guide to crowns and other extra-coronal restorations.
The clinical guide series, BDJ books.
- 104. YEO IS, YANG JH et LEE JB.**
In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems.
J Prosthet Dent 2003;**90**(5):459-464.
- 105. ZITZMANN NU, MARINELLO CP et LUTHI H.**
Le système entièrement céramique Procera® AllCeram.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 1999;**109**:830-834.
- 106. ZYMAN P.**
Restauration des dents antérieures dépulpées : quels choix pour une esthétique optimale ?
Cah Prothèse 2001;113:27-33.

TABLE DES FIGURES

Figure 1 : module d'élasticité des céramiques (d'après Ferrari et Sadoun).

Figure 2 : la propagation de la fissure est arrêtée au niveau du grain d'oxyde de zirconium.

Figure 3 : schéma synthétique d'une limite vestibulaire pour couronne antérieure In-Ceram® scellée ou collée (d'après Sadoun, Mauny et Daniel).

Figure 4 : schéma de l'infrastructure idéale d'une chape In-Ceram® Spinell au secteur antérieur (d'après Mac Laren).

Figure 5 : schéma de l'infrastructure idéale d'une chape In-Ceram® au secteur postérieur (d'après Mac Laren).

Figure 6 : schéma synthétique d'une préparation et d'une infrastructure pour secteur cuspidé (d'après Mauny, Sadoun et Daniel).

Figure 7 : principe de classification du teintier Vitapan 3d Master®.

Figure 8 : choix de la famille de luminosité.

Figure 9 : choix de la saturation.

Figure 10 : choix de la teinte.

Figure 11 : volume des jonctions selon la distance interpiliers (d'après Daniel et Courant).

Figure 12 : résistance à la flexion de l'IPS Empress 2® (Ivoclar).

Figure 13 : ténacité de l'IPS Empress 2® (Ivoclar).

Figure 14 : module d'élasticité de l'IPS Empress 2® (Ivoclar).

Figure 15 : propriétés physiques d'une armature en alumine Procera® (d'après Prestipino et coll.)

Figure 16 : dimensions recommandées pour les préparations dentaires liées au système Procera® (Nobel Biocare).

Figure 17 : règles à respecter pour les limites cervicales et pour la réduction occlusale en cas de réalisation de couronnes Procera® (Nobel Biocare).

Figure 18 : longueur maximale de l'édentation pour la réalisation d'un bridge Procera® (Nobel Biocare).

NORGUET (Céline). –Le point sur les couronnes céramo-céramiques-
126 f., ill., tabl., 30 cm. -
(Thèse : Chir. Dent ; Nantes ; 2004).
N°

Depuis plusieurs années, les inconvénients des systèmes céramo-métalliques et la demande esthétique de plus en plus importante des patients, incitent à orienter les recherches vers des restaurations sans métal pour la réalisation des prothèses fixées unitaires ou plurales.

Ces techniques sont actuellement possibles et sûres, à condition que l'indication soit bien posée, que le praticien fasse preuve de rigueur dans la réalisation clinique et que le prothésiste maîtrise son système.

Nous passerons en revue les procédés tout céramique, notamment l'In-Ceram®, l'IPS Empress 2®, le Procera® et le Cerec 3® ; ainsi que les dernières innovations de la CFAO dentaire.

A travers une analyse, dans les publications, des études cliniques réalisées, nous essayerons d'évaluer la fiabilité de ces différents systèmes.

Rubrique de classement : PROTHESE CONJOINTE

Mots clés : Couronnes / Crowns
 Céramiques / Ceramics
 Oxyde d'aluminium / Aluminum oxide
 Zirconium / Zirconium

JURY :

Président : Monsieur le Professeur B. GIUMELLI

Assesseurs : Monsieur le Professeur L. HAMEL

 Monsieur le Docteur H. LOGET

Directeur : Monsieur le Docteur Y. AMOURIQ

Adresse de l'auteur : NORGUET Céline

4 chemin des ruelles

78960 VOISINS-LE-BRETONNEUX