

Restaurations céramocéramiques

P. Margossian, G. Laborde

Depuis le début des années 1980, les systèmes céramocéramiques n'ont cessé d'évoluer et remplacent petit à petit les restaurations céramométalliques. Le but de cet article est de décrire les intérêts des systèmes céramocéramiques, d'illustrer les critères de choix de différentes indications cliniques actuelles, mais aussi, de définir les perspectives des matériaux de haute performance mécanique de demain. La biocompatibilité, la composition chimique et les propriétés mécaniques des différents matériaux d'armature, les principes de mise en forme, le mimétisme et le mode d'assemblage représentent les critères de choix des systèmes céramocéramiques. Tout compte fait, il est aujourd'hui possible, grâce aux systèmes céramocéramiques, d'assurer résistance mécanique à long terme, biocompatibilité et apparence naturelle, quels que soient le secteur d'arcade et le caractère unitaire ou plural de la restauration.

© 2007 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Mots clés : Céramocéramique ; Esthétique ; Propriétés des céramocéramiques ; Indication clinique des céramocéramiques

Plan

■ Introduction	1
■ Présentation des matériaux	1
Céramiques feldspathiques renforcées injectées sous haute pression	1
Céramiques alumineuses frittées puis infiltrées	2
Céramiques polycristallines pures de haute densité	3
■ Propriétés mécaniques	3
■ Biocompatibilité	5
■ Propriétés esthétiques	5
Mimétisme	5
■ Mode d'assemblage	6
■ Indications cliniques	7
Facette ou coiffe sur dent antérieure sans dyschromie, en l'absence de parafonction	7
Coiffe sur dent antérieure dyschromiée	7
Coiffe sur dent antérieure en présence de parafonction	7
Inlay/onlay	8
Coiffe postérieure	8
Faux moignon	8
Bridge	8
Pilier implantaire	8
■ Conclusion	8

■ Introduction

« La restauration de l'apparence naturelle d'un sourire ne peut se concevoir sans l'utilisation de systèmes tout céramique » John MacLean 1975.

Ce père visionnaire de la céramique moderne avait vu juste il y a plus de 30 ans et que de progrès ont été faits depuis. L'arrivée de la zircone en dentisterie prothétique nous a réellement permis de passer définitivement dans l'ère du céramocéramique après avoir connu les restaurations en résine et

céramométalliques. Ce dernier procédé, toujours d'actualité, présente un large champ d'indications (restaurations scellées, unitaires, plurales, supports de prothèse partielle amovible, bridges et atelles collés), mais aussi des limites dans le domaine de l'esthétique et de la biocompatibilité. La zircone (une céramique d'armature assurant la résistance mécanique) est associée à une céramique cosmétique afin de s'affranchir des inconvénients esthétiques et électrochimiques des matériaux métalliques. La restauration céramocéramique doit assurer résistance mécanique à long terme, biocompatibilité et apparence naturelle. Le but de cet article est de définir les matériaux et les champs d'application des systèmes céramocéramiques et d'illustrer les critères de choix de différentes indications cliniques actuelles.

■ Présentation des matériaux

Quatre types de céramique d'armature, recherchant une augmentation de la résistance mécanique à la fracture, caractérisent les systèmes les plus utilisés. Leur mise en forme fait appel à trois procédés différents :

- injection sous pression de céramique chauffée (exemple : Empress®) ;
- montage d'une barbotine ou d'une poudre mouillée (exemple : In-Ceram®) ;
- conception et fabrication assistées par ordinateur (CFAO). Actuellement, tous les types de matériau d'armature peuvent être obtenus par CFAO.

À chaque type de céramique d'armature correspond une céramique cosmétique de stratification possédant un coefficient d'expansion thermique adapté (CET).

Céramiques feldspathiques renforcées injectées sous haute pression

La céramique de l'armature est de type feldspathique mais renforcée, soit par des cristaux de leucite (Empress®), soit par

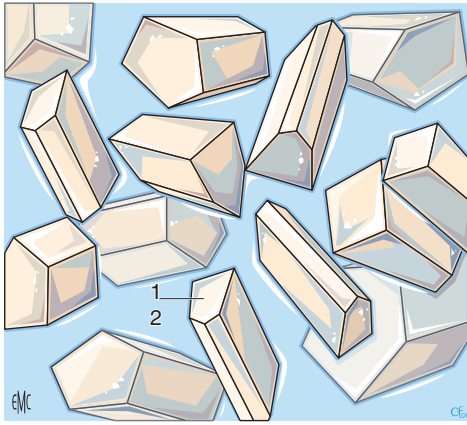


Figure 1. Microstructure schématisée de type matrice vitreuse avec phase cristalline dispersée, caractéristique d'une céramique feldspathique (exemple : Empress2[®]) ; la propagation de la fissure peut cheminer au travers de la phase vitreuse. 1. Charge ; 2. matrice vitreuse.

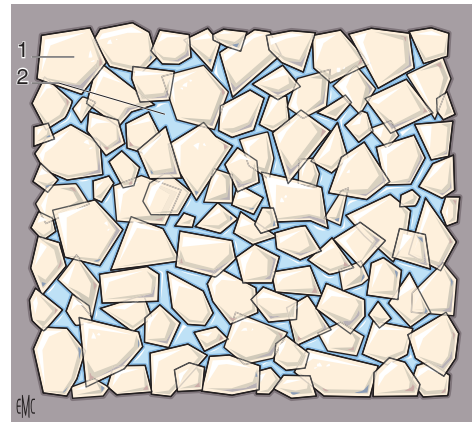


Figure 3. Microstructure schématisée de type matrice cristalline avec phase vitreuse infiltrée, caractéristique d'une céramique alumineuse (exemple : In-Ceram[®]). 1. Charge ; 2. verre d'infiltration.



Figure 2. Armature céramique : sorties de coulée du système Empress2[®].

Céramiques alumineuses frittées puis infiltrées

Proposée par Sadoun en 1985, cette technique utilise une barbotine (suspension stable de grains dans un milieu aqueux), agglomérée sur un modèle en plâtre spécial absorbant le milieu de dispersion des grains [4]. La déshydratation et le frittage « soudent » les grains entre eux par des coups de frittage. À ce stade, le matériau, ressemblant à de la craie, est facilement mis en forme de façon artisanale. À partir de bloc fritté, le matériau peut être aussi usiné par machine outil [5] (exemple : Cerec InLab[®]). Les espaces libres entre les grains sont secondairement infiltrés par un verre pour obtenir la résistance mécanique finale (Fig. 3). La microstructure est de type « matrice cristalline avec phase vitreuse infiltrée ». Contrairement aux céramiques conventionnelles renforcées (exemple : Empress[®], Optec[®] etc), les grains ou charges qui occupent la majeure partie du volume sont « soudés » entre eux afin de stopper la propagation de fissure dans la matrice (Fig. 3). Le verre d'infiltration choisi confère la teinte de base à l'armature. Cette technique permet la fabrication d'infrastructure céramique à recouvrir par une céramique à vocation esthétique. Une société allemande commercialise des matériaux compatibles avec ce principe de mise en forme artisanale dont la composition des grains varie afin de s'adapter à différentes indications cliniques :

- In-Ceram[®] Spinell (oxyde d'alumine et de magnésium, Al₂O₃/MgO) ;
- In-Ceram[®] Alumina (oxyde d'alumine, Al₂O₃) (Fig. 4) ;
- In-Ceram[®] Zirconia (70 % d'oxyde d'alumine et 30 % de zircon, Al₂O₃/ZrO₂).

Depuis peu, cette société propose des blocs de céramique d'armatures In-Ceram[®] destinés à être usinés par une machine outil, le Cerec InLab[®]4.

60 % de cristaux de dissilicate de lithium (Empress 2[®]) [1-3] (Fig. 1). On dit que la microstructure est de type matrice vitreuse avec phase cristalline dispersée. Reposant sur la technique artisanale de la cire perdue, cette méthode utilise des lingotins réchauffés durant plusieurs heures, puis injectés sous pression dans un moule en revêtement de l'élément à fabriquer. La « pressée » permet d'obtenir des armatures sur lesquelles est stratifiée une céramique cosmétique au CET adapté (Fig. 2). Une vitrocéramique renforcée à la leucite totalement usinée (KaVo Everest[®] G-Blank) est proposée depuis très peu en France.



Figure 4. A, B, C. Coiffe unitaire In-Ceram[®] Alumina.

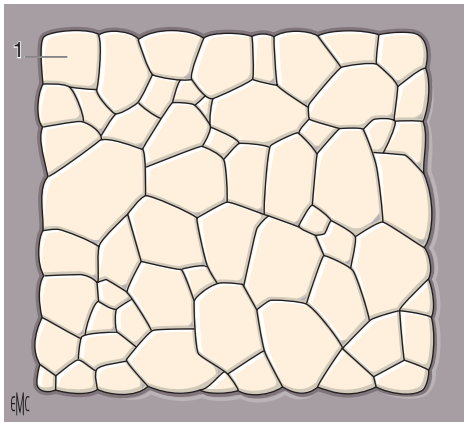


Figure 5. Microstructure schématisée de type polycristalline pure de haute densité (sans phase vitreuse) d'une céramique alumineuse ou d'une zirconie (exemple : Procera[®] alumine, Y-TZP). 1. Charge.



Figure 7. Armature Zircon TzP Kavo[®] et Lava[®].



Figure 6. Coiffes unitaires antérieures Procera[®] alumine.

Céramiques polycristallines pures de haute densité

L'absence de phase vitreuse et leur structure polycristalline pure caractérisent la dernière évolution des matériaux céramiques d'armature (Fig. 5). Deux types d'armature sont disponibles : l'alumine Procera[®] et le dioxyde de zirconium tétragonal partiellement stabilisé à l'yttrium (Y-TZP), encore appelé zirconie.

Alumine Procera[®] (Al₂O₃ à 99,5 %)

Pour la technique Procera[®] mise au point à partir de 1993 [16, 7], le laboratoire de prothèse numérise en trois dimensions, grâce à un palpeur mécanique, le modèle positif unitaire. Il envoie les informations à une unité de fabrication unique et éloignée géographiquement. Le matériau, exclusivement composé de grains d'alumine, est aggloméré sous haute pression sur une réplique surdimensionnée de la préparation, puis usiné pour donner la forme de l'extrados. Un frittage entre 1 600 et 1 700 °C, pendant 3 heures, « soude » les grains entre eux pour donner la résistance finale, sans phase vitreuse (Al₂O₃ à 99,5 %) (Fig. 6).

Dioxyde de zirconium tétragonal partiellement stabilisé à l'yttrium (Y-TZP) : ZrO₂/Y₂O₃ (3 mol %)

Ce dernier matériau céramique, couramment appelé zirconie, est le plus abouti dans le domaine de la résistance à la fracture. Sa composition est faite à environ 95 % de zirconie pour environ 5 % d'oxyde d'yttrium.

Pour la plupart des systèmes, la zirconie est mise en forme totalement par usinage CAO/FAO [8] :

- soit du matériau préfritté (TZP) (Cercon[®], KaVo Everest[®] Z-Blank, Lava All Ceramic System[®] [Fig. 7], Procera[®], etc...) ; il est le plus utilisé car moins onéreux à la production. L'usinage dans un bloc avant frittage est beaucoup plus rapide (une quinzaine de minutes à l'unité), use moins

d'outils, fatigue moins les machines occasionnant ainsi moins de frais de maintenance. Il convient en revanche de savoir gérer le retrait et les déformations par fluage au cours du frittage pour obtenir des pièces parfaitement ajustées. Ce paramètre est parfaitement maîtrisé dans l'industrie des céramiques techniques. Le retrait est de l'ordre de 22 % dans un bloc lors du frittage compensé, grâce à l'utilisation d'un logiciel puissant, surdimensionnant la pièce lors de l'usinage ;

- soit du matériau totalement fritté sous haute pression isostatique (HIP) (exemple DC-Zirkon[®]). La gestion du retrait est éliminée, il a lieu en amont, lors du frittage du bloc. Cependant, il est de plus en plus délaissé par les fabricants du fait de son coût à la production. L'usinage dans un bloc fritté est souvent HIP (c'est l'intérêt majeur), nécessite beaucoup de temps (± 45/60 min à l'unité), beaucoup d'outils (impérativement diamantés), travaillant toujours dans de mauvaises conditions de coupe. La fatigue, l'usure des machines entraînent une maintenance importante.

Propriétés mécaniques

Les céramiques, contrairement aux métaux, sont toujours des matériaux à rupture fragile, c'est-à-dire cassants, sans ou avec très peu de déformation préalable. En revanche, en fonction de leur constitution, la force à mettre en jeu pour les rompre est plus ou moins importante et la céramique est dite plus ou moins résistante [9]. La résistance à la fracture définit la ténacité du matériau ; elle correspond à la résistance à la propagation d'une fissure. Expérimentalement, on a l'habitude d'évaluer deux caractéristiques de ces matériaux : la résistance à la flexion exprimée en MPa et la résistance à la propagation d'une fissure appelée encore résistance à la fracture ou ténacité, exprimée en Mpa m^{1/2}. Dans le tableau regroupant les critères de choix des systèmes céramocéramiques (Tableau 1), les différents types d'armature sont classés par ordre croissant de résistance mécanique en flexion biaxiale [10]. Issu des « aciers céramiques » [11], le matériau Y-TZP possède une excellente résistance à la flexion et à la propagation des fissures, liée à une transformation de la structure cristalline du matériau lorsqu'il est soumis à des contraintes. On parle de renforcement de propriétés mécaniques par transformation martensitique par analogie aux aciers. L'eau contenue dans la salive dégrade toute forme vitreuse [10] et augmente la vitesse de propagation des fissures et donc la résistance à long terme. La résistance en flexion biaxiale chute de 20 à 30 % après un séjour de 1 semaine de stockage en milieu aqueux, pour les deux armatures Empress[®] et In-Ceram[®] Alumina.

Pour l'armature In-Ceram[®] Zirconia, la résistance chute de 10 % dans les mêmes conditions de stockage. En revanche, la zirconie Y-TZP de Lava[®] voit le chiffre de résistance en flexion biaxiale rester constant, voire augmenter dans le milieu hydrique [10]. L'évaluation in vitro de la résistance à la fracture de la zirconie, dopée à l'oxyde d'yttrium, confirme une très grande résistance à la fracture [12]. Des valeurs de plus de 2 000 N ont été atteintes, 4 fois supérieures à la force masticatoire mesurée au niveau molaire. Après 1,2 million de cycles masticatoires (50 N de force appliquée) et thermocyclages (10 000 cycles 5 à

Tableau 1.

Caractéristiques et critères de choix des différents systèmes céramocéramiques.

Matériaux	Composition	Flexion MPa	Ténacité MPa m ^{1/2}	Translucidité armature	Assemblage
Céramique feldspathique	Silice	90	1,6	+++	Mordançage Collage +++
Empress II® (98)	+ dissilicate de lithium	350	1,6	+	Mordançage Collage +++
In-Ceram® Spinell (93)	MgAl ₂ O ₃ + infiltration	350	2,2	+++	Scellement adhésif -/+
In-Ceram® Alumina (89)	Al ₂ O ₃ + infiltration	500	4,5	-	Scellement adhésif -/+
In-Ceram® Zirconia (99)	Al ₂ O ₃ /ZrO ₂ + infiltration	700	6,2	-	Scellement adhésif -/+
Procera® alumine	Al ₂ O ₃ haute densité	700	4,5	+/-	Scellement adhésif -/+
Y-TZP (00) HIP ou non	ZrO ₂ Y ₂ O ₃ 3 mol %	1 100	9,5	+	Scellement adhésif -/+

**Figure 8.**

A, B, C. Fracture du cosmétique liée à un mauvais soutien par l'armature de la céramique d'émaillage.

55 °C), équivalant à 5 années d'usage, la résistance à la fracture passe de 1 800 à 1 450 N [13]. Associée à des valeurs de résistance à la flexion et de ténacité inégales (Tableau 1), la résistance à la fracture suggère une probabilité élevée de survie clinique à long terme. Deux études cliniques à 2 ans de bridges postérieurs avec le matériau Y-TZP confirment des résultats extrêmement positifs [14, 15].

Les céramiques injectées sous haute pression de type Empress® et Empress2® possèdent une phase vitreuse importante enrobant les charges cristallines (leucite ou dissilicate de lithium). Les propriétés mécaniques sont médiocres, limitant les indications aux restaurations unitaires antérieures sans parafonction.

Le système In-Ceram® de Vita propose trois types de matériau d'infrastructure ayant chacun des caractéristiques mécaniques différentes (Tableau 1) permettant de couvrir l'ensemble des restaurations unitaires jusqu'à la réalisation de petits bridges postérieurs de trois éléments. Dans ce système, le praticien doit choisir la résistance de l'armature en fonction des exigences cliniques [5, 16] :

- In-Ceram® Spinell, très translucide, est indiquée pour restaurer des incisives pulpées, non discolorées en l'absence de parafonction ;
- In-Ceram® Alumina, opaque mais plus résistante, est indiquée pour les dents antérieures dépulpées, de teinte très saturée ou discolorée, voire les petits bridges antérieurs et les dents postérieures unitaires ;
- In-Ceram® Zirconia est indiquée pour la réalisation de faux moignon de pilier dentaire, les petits bridges antérieurs de trois à quatre éléments, et postérieurs de trois éléments, les piliers anatomiques implantaires.

L'alumine Procera® répond à toutes les indications de restaurations unitaires antérieures et postérieures.

Le matériau Y-TZP présente de grandes valeurs de résistance en flexion, de ténacité (Tableau 1) et une capacité à résister aux contraintes en fatigue, amenant de grandes perspectives de résistance à long terme pour tous types d'indications unitaires et plurales, antérieures et postérieures.

Remarque : la lecture des caractéristiques mécaniques (Tableau 1) met en évidence des interrogations à propos des applications

proposées par les fournisseurs. Par exemple, les valeurs qualifiant la résistance mécanique et la ténacité de l'Empress2® et de l'In-Ceram® Spinell sont similaires, pourtant le champ d'application proposé par les fournisseurs va de la restauration unitaire antérieure jusqu'au petit bridge remplaçant une première prémolaire pour l'Empress2® alors que l'indication de l'In-Ceram® Spinell se limite aux facettes ou aux couronnes antérieures dans des conditions d'occlusion favorable, sans parafonction.

Le point faible de toute restauration céramocéramique (ou céramométallique) demeure la céramique cosmétique dont les propriétés de résistance mécanique sont faibles (70 à 120 MPa de résistance en flexion). Il devient donc impératif de concevoir des dessins d'armature permettant le soutien de la céramique cosmétique (Fig. 8A à C) afin d'éviter tout « porte-à-faux » :

- l'Empress® et l'In-Ceram® mis en forme de façon artisanale ne modifient pas les habitudes du prothésiste dentaire afin d'obtenir des armatures soutenant la céramique cosmétique. Seules les armatures In-Ceram® Alumina et Zirconia permettent le contrôle radiologique de l'homothétie des armatures ;
- l'alumine et la zircone Procera® nécessitent, afin d'éviter les porte-à-faux de céramique cosmétique, la réalisation au laboratoire d'une maquette (cire ou résine) de l'armature sur le modèle positif unitaire, et donc deux numérisations, celle du modèle positif unitaire et de l'extrados de la réplique de l'armature [7]. L'infrastructure est réalisée par un centre de fraisage délocalisé (Suède) (Fig. 9) ;
- dans la plupart des systèmes proposés, le matériau Y-TZP nécessite la modélisation informatique des préparations, des faces occlusales antagonistes et des crêtes édentées afin d'optimiser l'architecture des armatures. La conception et la fabrication de l'armature sont totalement assistées par ordinateur. L'armature est très radio-opaque et facilite son contrôle. Après frittage, toute retouche affecte les propriétés mécaniques [17]. Des logiciels sophistiqués sont donc nécessaires. L'augmentation des valeurs de résistance mécanique de l'armature céramique permet de minorer l'épaisseur des murs axiaux de celle-ci de 8/10 mm pour l'Empress® à 5/10 mm pour le Y-TZP, minimisant d'autant la mutilation de l'organe

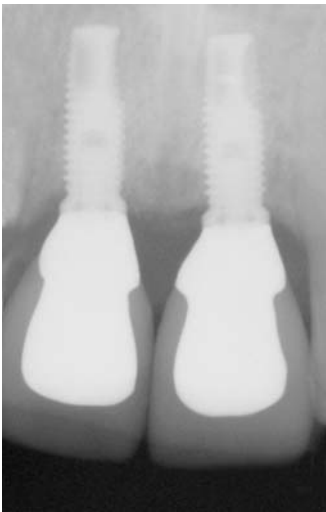


Figure 9. Aspect radiographique de restaurations implantoportées antérieures tout céramique. On peut noter le rôle de soutien de la céramique d'armature (Pro-cera® zircone).

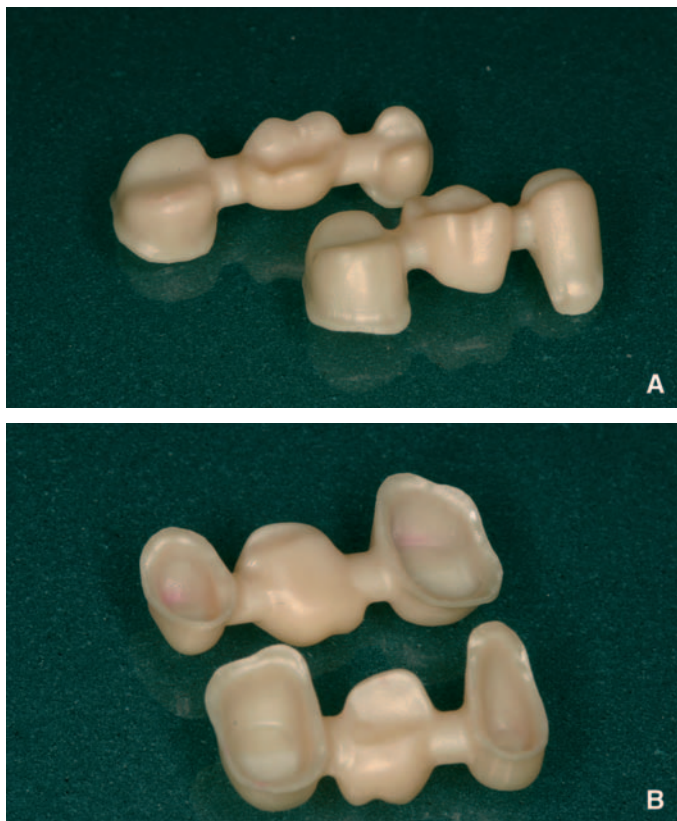


Figure 10. A, B. Extrados et intrados de bridge Zircone Lava®. Noter le volume des connexions.

dentaire [15]. Seules les armatures contenant de la zircone (In-Ceram® Zirconia et Y-TZP) semblent pouvoir répondre aux indications de bridges dans les secteurs postérieurs. Comparativement aux armatures métalliques, la section des zones de jonctions des bridges est majorée (16 à 20 mm² pour les bridges postérieurs en In-Ceram® Zirconia) [4]. Elle est aussi fonction de la dimension de l'édentement [4]. Au vu des valeurs mécaniques, l'Y-TZP peut admettre des zones de jonction [15, 18, 19] de 9 mm² moins étendues que l'In-Ceram® Zirconia. Cette possibilité permet d'augmenter les indications de bridge dans les régions postérieures (Fig. 10).

■ Biocompatibilité

L'intérêt majeur des systèmes « tout céramique » est avant tout leur biocompatibilité et ensuite leur contribution esthétique. Les céramiques utilisées en odontologie prothétique sont



Figure 11. Après coloration, mise en évidence de la plaque dentaire sur les dents naturelles antérieures de l'arcade et absence de plaque sur les restaurations céramocéramiques (35 à 37).



Figure 12. Précision de l'adaptation marginale (environ 60 µm in vivo).

des matériaux bio-inertes (inertie chimique, électrique, thermique). Leur structure chimique leur confère une grande stabilité et donc une bonne biocompatibilité. Elles sont beaucoup plus stables que les métaux et les résines et ne présentent pas de dégradation par corrosion.

« L'inertie chimique des matériaux céramiques permet de minimiser les réactions de l'organisme hôte » [20]. L'inertie thermique permet d'isoler le complexe pulpodentinaire et les matériaux d'assemblage des variations de température. L'excellence des états de surface entraîne une faible adhésion de la plaque dentaire. La bonne tolérance parodontale des céramiques sans armature a été constatée cliniquement depuis la réalisation des premières jaquettes en céramique feldspathique. Une étude réalisée par les docteurs Rimondini, Cerroni, Carassi et Torricelli sur la colonisation bactérienne des surfaces en céramique de zircone a démontré une diminution de la prolifération bactérienne. Globalement, l'Y-TZP entraîne moins de dépôts bactériens que le Ti [21] (Fig. 11).

En outre, l'absence de métal et l'utilisation de matériau hautement mimétique évitent l'enfouissement systématique du joint dans le sillon gingival, qui représente une agression immédiate et retardée pour le parodonte marginal. L'adaptation marginale est précise (Fig. 12). Il n'existerait pas de différence d'adaptation cervicale majeure entre les coiffes issues de différents systèmes céramocéramiques [21-24], voire entre coiffe céramométallique et coiffe céramocéramique [25] et se situe en moyenne entre 40 et 70 nm [26]. L'ensemble de ces avantages confère aux systèmes céramocéramiques une excellente tolérance biologique, pulpaire et parodontale. En conclusion, l'Y-TZP peut être considérée comme un matériau prometteur pour la fabrication de moignons. Toutes les pièces prothétiques réalisées en zircone devraient aujourd'hui répondre aux normes ISO et avoir satisfait aux tests de biocompatibilité.

■ Propriétés esthétiques

Mimétisme

La translucidité ou l'opacité de l'armature peut être utilisée comme un atout face à la situation clinique. Dans le cas de piliers pulpés ou sans dyschromie, l'utilisation d'une armature translucide est un avantage afin de permettre la diffusion de la lumière dans la dent et les tissus marginaux. A contrario, un pilier discoloré (dyschromie radiculaire et faux moignon métallique) nécessite une armature plus opaque afin de supprimer toute influence défavorable sur l'apparence naturelle



Figure 13.
A, B. Utilisation d'une coiffe In-Ceram® Alumina pour masquer un pilier dyschromié.



Figure 14. Transillumination d'une coiffe Empress2®.



Figure 15. Transillumination d'une coiffe Zirconie Lava®.

(Fig. 13A, B). Une dyschromie radulaire en présence d'un parodonte fin nécessite alors un épaissement des tissus marginaux afin d'éviter toute influence néfaste sur l'apparence naturelle des tissus gingivaux [27].

L'armature Empress® et In-Ceram® Spinell sont translucides (Fig. 14). L'armature alumine Procera® est semi-translucide et peut être influencée par la discoloration du pilier, si la céramique cosmétique est stratifiée en couche mince pour une teinte claire. De teinte A3 Vita®, cette armature peut être rendue plus lumineuse par un passage au four préalable à la stratification. De façon croissante, l'In-Ceram® Alumina et l'In-Ceram® Zirconia gagnent en opacité avec la résistance mécanique.

L'armature In-Ceram® Zirconia, très opaque, peut être difficile à masquer par la stratification cosmétique d'éléments du secteur antérieur maxillaire (Fig. 11). Les trois armatures In-Ceram® utilisent des verres d'infiltration, choisis en fonction de la teinte de base sélectionnée. Les armatures en matériau Y-TZP sont bien plus translucides que l'armature In-Ceram® Zirconia, tout en gardant la possibilité de masquer les piliers discolorés [28]. La relative translucidité de l'armature Lava® serait comparable avec 0,5 mm d'épaisseur à celle du système Empress2® pour une épaisseur de 0,8 mm (Fig. 15). L'armature préfrittée de certains systèmes Y-TZP (exemple : Lava® de 3M) est colorée à la demande selon huit teintes du teintier Vita Lumin®. Pour tous les systèmes proposés, outre le choix du type d'armature, la maîtrise artisanale de la stratification de la céramique cosmétique conditionne l'aspect naturel de la restauration (Fig. 16A, B). Le manque de fluorescence du matériau zirconie est compensé par l'ajout d'oxyde fluorescent dans la céramique cosmétique.

■ Mode d'assemblage

Les céramiques injectées de type Empress® et Empress2®, translucides, possèdent une phase vitreuse importante enrobant les charges cristallines (leucite ou dissilicate de lithium). Leur survie à long terme peut être obtenue grâce aux phénomènes d'adhérence acquis par mordançage chimique (acide fluorhydrique) de la phase vitreuse, silanisation et assemblage grâce à un polymère de collage, amenant la cohésion de l'ensemble préparation dentaire/restauration [29-31]. Selon MacLean [31], le collage peut apporter une contribution intéressante à la résistance à la fracture à long terme, la résine de collage permettant de « répartir » les contraintes occlusales sur la couronne. De

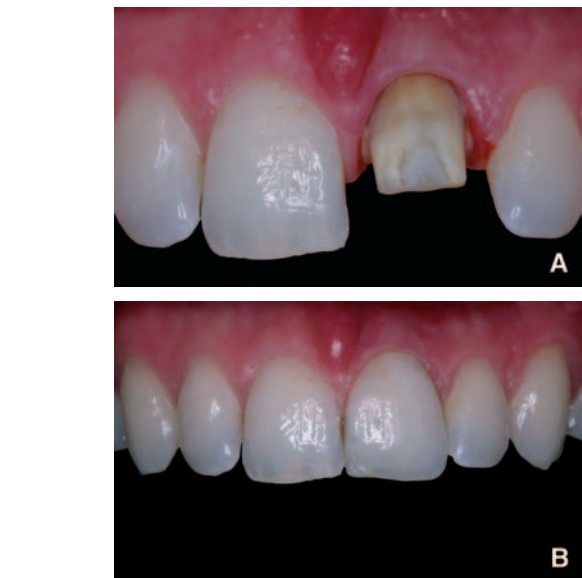


Figure 16.
A, B. Intégration esthétique d'une restauration Procera® alumine antérieure. Noter le travail de caractérisation du céramiste.

plus, la fermeture des tubuli dentinaires obtenue après l'application d'un système adhésif semble être un traitement de choix du complexe pulpodentinaire.

Le mordançage a peu ou pas d'action sur les autres types d'armature et donc ne peut améliorer l'adhérence à l'interface résine adhésive/restauration. Tout assemblage utilisant des ciments adhésifs (ciment verre ionomère [CVI] avec adjonction de résine, composites modifiés par adjonction de polyacides, résines) peut être choisi avec des résultats cliniques très satisfaisants. Différents matériaux sont à notre disposition :

- les verres ionomères renforcés à la résine ;
- les résines 4-meta (exemple : Super-Bond C&B) ;



Figure 17. Mode d'assemblage et contrôle des excès de ciment (RelyXTM Uni-cem®).

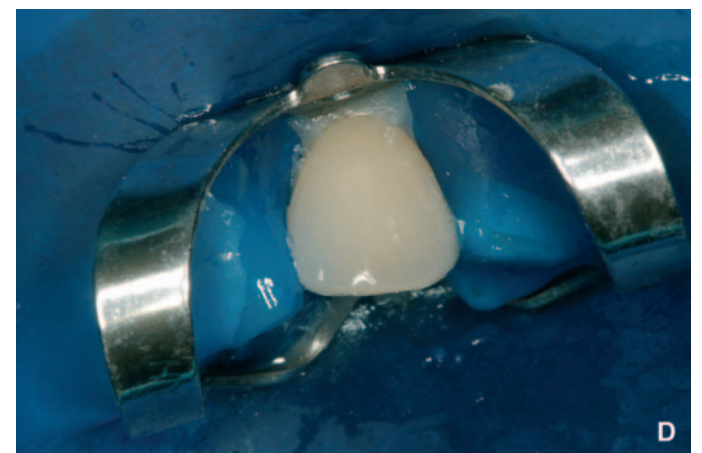
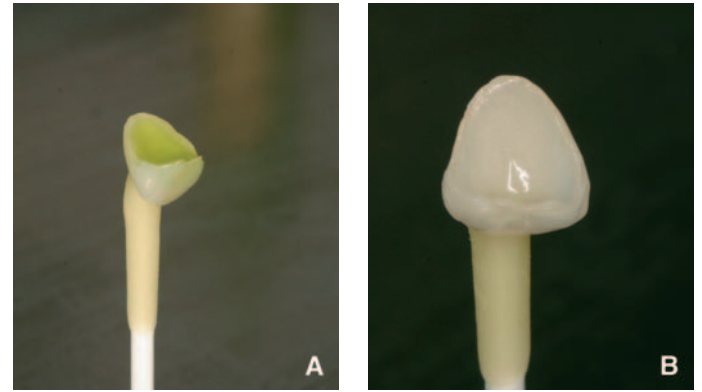


Figure 18. A, B, C, D. Mordançage à l'acide fluorhydrique de l'intrados de la restauration, silanage, préparation des surfaces dentaires de collage et mise en place sous champ opératoire.



Figure 19. Contrôle de la parafonction nocturne par le port d'une gouttière thermoformée rigide de protection.

primordial (Fig. 19). De même, il est nécessaire de concevoir un dessin d'infrastructure capable de soutenir la céramique cosmétique. Une haute résistance mécanique est indispensable. La translucidité et une adhérence élevée ne sont pas indispensables. Le choix d'armature est multiple, In-Ceram®

402 • les résines composites à base de phosphate dihydrogène
403 méthacryloxydécyl (MDP) (exemple : Panavia®) ;
404 • les nouveaux matériaux composites automordançants (exem-
405 ple : RelyXTM Uni-cem®) (Fig. 17).
406 Remarque : le scellement à l'oxyphosphate de zinc, utilisable,
407 est néanmoins rejeté à cause d'une solubilité significative et de
408 médiocres propriétés d'adhérence propre, d'étanchéité et
409 d'optique. L'intrados des restaurations peut être, soit traité par
410 simple sablage (50 à 100 µm en fonction du matériau d'arma-
411 ture), soit par dépôt à chaud d'une couche de silice associée à
412 un silane. Pour les armatures zircone, le traitement de l'intrados
413 par sablage réactif à la silice (Rocatec™ Soft) améliore les
414 performances d'adhérence du scellement adhésif [32].

■ Indications cliniques

416 Trois intérêts principaux orientent le (ou les) choix cli-
417 nique (s) :

- 418 • la translucidité ou l'opacité de l'armature ;
- 419 • la résistance mécanique ;
- 420 • le potentiel d'adhérence lié au mode d'assemblage.

Facette ou coiffe sur dent antérieure sans dyschromie, en l'absence de parafonction

423 La translucidité est très utile afin de favoriser la diffusion de
424 la lumière dans la dent et les tissus parodontaux marginaux,
425 éléments essentiels pour atteindre une apparence naturelle
426 optimale. Les armatures Empress® et In-Ceram® Spinell sont
427 alors recommandées. Afin d'assurer la survie à long terme, une
428 adhérence élevée (mordançage chimique de l'intrados + silane
429 + collage) est indispensable (Fig. 18A à D).

430 Ainsi, on obtient un « renforcement » de la restauration par
431 la mise en compression du matériau et la répartition des
432 contraintes. Une grande résistance mécanique n'est pas
433 indispensable.

434 L'armature Procera® semi-translucide, plus résistante, donne
435 d'excellents résultats pour les coiffes en utilisant simplement des
436 ciments adhésifs.

437 Remarque : pour l'indication de la facette, la référence
438 biomimétique, associée à un excellent résultat à long terme,
439 demeure la facette en céramique feldspathique « collée » [33].

Coiffe sur dent antérieure dyschromiée

441 Masquer la dyschromie du pilier est une nécessité afin de
442 restaurer une apparence naturelle, la translucidité est à proscrire.
443 Le choix se porte sur une armature opaque In-Ceram® Alumina
444 (Fig. 13A, B), ou semi-opaque (Procera® alumine ou zircone
445 Y-TZP). Une adhérence élevée n'est alors pas indispensable. Une
446 haute résistance mécanique peut être utile.

Coiffe sur dent antérieure en présence de parafonction

449 Le contrôle de la parafonction diurne (conseils comporte-
450 mentaux) et nocturne (gouttière occlusale de protection) est



Figure 20. Intrados d'un bridge Lava®.



Figure 21. Pilier implantaire Procera® zircone.

456 Alumina, ou Procera® alumine, ou zircone Y-TZP. Le mode
457 d'assemblage est assuré par un ciment adhésif.

458 Inlay/onlay

459 La résistance mécanique, la translucidité et une adhérence
460 élevée sont indispensables. Les matériaux céramiques mordan-
461 çables par l'acide fluorhydrique restent d'actualité, mais sont
462 concurrencés par les composites de laboratoire à charge cérami-
463 que, plus « ductiles » et à mise en œuvre plus aisée.

464 Coiffe postérieure

465 Une haute résistance mécanique est indispensable. La trans-
466 lucidité et une adhérence élevée ne sont pas indispensables. Le
467 choix d'armature est multiple, In-Ceram® Alumina, ou Procera®
468 alumine, ou zircone Y-TZP. Leur utilisation sur les dents
469 postérieures paraît mécaniquement plus adaptée [34] et leurs
470 propriétés esthétiques sont suffisantes pour les indiquer dans
471 tous les secteurs d'arcade. Comme pour les procédés céramomé-
472 talliques, il est recommandé de concevoir des dessins d'armature
473 permettant le soutien de la céramique cosmétique afin d'éviter
474 tout « porte-à-faux ».

475 Faux moignon

476 La résistance mécanique est indispensable. Les faux moignons
477 (Cosmopost®), association d'un tenon en zircone et d'une partie
478 coronaire en céramique injectée, ou les tenons entièrement en
479 céramique de haute résistance (zircone) [35, 36] sont proposés. Ils
480 possèdent un grand module d'élasticité et semblent dangereux
481 par les contraintes transmises à la racine. La translucidité et les
482 possibilités d'adhérence sont utiles. Le cahier des charges de ce
483 type de reconstitution plaide en faveur des résines composites
484 renforcées par des fibres de quartz en technique directe ou
485 indirecte (exemple : Targis Vectris et tenon Postec®) [37].
486 Néanmoins, la reconstitution de la partie coronaire peut être en
487 céramique, transfixée par un tenon fibre [4], et assemblée avec
488 de la résine 4 Meta (Super Bond C&B®). Cette partie coronaire
489 peut être, soit en In-Ceram® Alumina sur les dents postérieures
490 uniquement sollicitées en compression, soit en In-Ceram®
491 Zirconia pour les dents antérieures sollicitées en flexion.

492 Bridge

493 Une très haute résistance mécanique est indispensable. La
494 translucidité et une adhérence élevée ne sont pas indispensa-
495 bles. Le choix d'armature est à faire entre In-Ceram® Zirconia et
496 zircone Y-TZP. Il est impératif de concevoir des dessins d'arma-
497 ture permettant le soutien de la céramique de stratification, afin
498 d'éviter toute fracture du matériau cosmétique.

499 Si l'utilisation du zircone pour les petits bridges est
500 aujourd'hui courante (Fig. 20), les fabricants se battent pour
501 développer des systèmes pouvant répondre à tous les types
502 d'édentement et généraliser leurs indications à tous les secteurs
503 d'arcade et à toutes les portées.

504 Pilier implantaire

505 Afin d'éviter la transparence du métal au travers des tissus
506 marginaux, les céramiques performantes sur le plan mécanique
507 sont proposées pour les piliers implantaires. Dans cette indica-
508 tion, une haute résistance mécanique est indispensable [38]. La

translucidité et l'adhérence sont inutiles. Le choix d'un système
implantaire impose les solutions pour les piliers esthétiques.
L'In-Ceram® Zirconia est proposée pour le système ITT, le pilier
Zirabut® et le pilier Ziréal® sont en zircone Y-TZP et doivent être
individualisés par fraisage artisanal, à l'état fritté. Une société
propose des piliers anatomiques personnalisés usinés utilisant,
soit le Procera® alumine, soit le Procera® zircone® [39] (Fig. 21).

516 Conclusion

Actuellement, les systèmes céramocéramiques s'imposent en
pratique quotidienne. Néanmoins, il faut savoir tirer parti des
intérêts cliniques, des critères de choix de chaque système
(mimétisme, propriétés mécaniques et mode d'assemblage) et de
la maîtrise par l'artisan au laboratoire du procédé choisi. Le gain
en termes de biocompatibilité et de mimétisme des restaurations
céramocéramiques se juge au niveau de l'apparence naturelle
dentogingivale rétablie, sans influence néfaste du métal et de
l'opaque [40]. De plus, depuis l'évolution vers des céramiques
alumineuses d'armature très résistante (1989, In-Ceram®
Alumina), il est aujourd'hui possible de remplacer les couronnes
céramométalliques unitaires par des restaurations céramocé-
ramiques unitaires dans tous les secteurs d'arcade, antérieur et
postérieur. Le matériau zircone (Y-TZP) présente de grandes
valeurs de résistance en flexion, de ténacité et une capacité à
résister aux contraintes en fatigue, amenant des perspectives de
résistance à long terme inégalées pour tous types d'indications
unitaires et plurales, antérieures et postérieures. Néanmoins,
l'évaluation clinique à plus long terme est nécessaire pour ce
matériau de haute résistance (Zircone) dans les restaurations
plurales de grandes étendues.



516 Références

- [1] Culp L. Empress 2 first year clinical results. *J Dent Technol* 1999;16: 539-540.
- [2] Fradeani M, Aquilano A. Clinical experience with Empress crowns. *Int J Prosthodont* 1997;10:241-7. 541-542.
- [3] Fradeani M, Barducci G. Restaurations en vitrocéramique. Indications et mode d'emploi. *Alternatives* 2001;10:55-63. 543-544.
- [4] Daniel X, Courant G. Ceram, Zirconia la nouvelle dimension céramo-céramique. *Synergie Prothét* 1999;1:5-18. 545-546.
- [5] Kurbad A. Armature de bridge usinée au laboratoire. *Strat Prothét* 2001;2:137-44. 547-548.
- [6] Anderson M, Oden A. A new allceramic crown. A dense sintered, high purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand* 1993;51: 549-550.
- [7] Samama Y, Olier J. Une nouvelle approche dans l'élaboration des céramo-céramiques : le système Procera®. *Inf Dent* 1999;3:161-71. 551-552.
- [8] Buus J. Zircone : un matériau méconnu. *Synergie Prothét* 2003;3: 553-554.
- [9] Laurent M, Aboudharam G, Laplanche O, Laborde G. Céramique sans armature métallique : quels procédés pour quelles indications? *Cah Prothese* 2002;119:7-16. 555-556.
- [10] Sorensen JA. The Lava System for CAD/CAM production of high-strength precision fixed prosthodontics. *Quintessence Dent Technol* 2003;26:57-67. 557-558.
- [11] Garvie R, Hanning R, Pascoe R. Ceramic steel? *Nature* 1975;258: 559-560.

- 564 [12] Tinschert J, Natt G, Doose B, Fischer H, Marx R. Seitenzahnbrücken
565 aus hochfester Strukturkeramik (high performance ceramic posterior
566 bridges). *Dtsch Zahnärztl Z* 1999;**54**:545-50.
- 567 [13] Rountree P, Nothdurft F, Pos Piech P. In vitro investigations on the
568 fracture strength of all-ceramic posterior bridges of ZrO₂-ceramic.
569 *J Dent Res* 2001;**80**:57 [abstract 173].
- 570 [14] Filser F, Kocher P, Weibel F, Lûthy H, Schärer P, Gauckler L. Reliability
571 and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct
572 ceramic machining (DCM). *Int J Comp Dent* 2001;**4**:89-106.
- 573 [15] Pospiech P, Rountree P, Nothdurft F. *Clinical evaluation of zirconia*
574 *based All-ceramic posterior bridge: two year resuit. (IADR abstract),*
575 *Goteborg*. 2003.
- 576 [16] Mauny F, Sadoun M, Daniel X. Les préparations coronaires périphéri-
577 ques pour procédés céramo-céramiques. *Real Clin* 1996;**7**:459-70.
- 578 [17] Fischer H, Weinzierl P, Weber M, Marx R. Bearbeitungsinduzierte
579 Schädigung von Dentalkeramik (Finishing-induced damage to dental
580 ceramic). *Dtsch Zahnärztl Z* 1999;**54**:484-8.
- 581 [18] Hauptmann H, Reusch B. *Investigations of connector cross-section for*
582 *4-umt zirconia oxide bridge. (IADR abstract), Goteborg*. 2003.
- 583 [19] Lûthy H, Filser F, Gauckler L, Schärer P. Reliability of DCM machined
584 zirconia bridges: comparison for different interdental connector areas.
585 *J Dent Res* 1999;**78**:205 [abstract 793].
- 586 [20] Combes C, Rey C. Biocéramiques. In: Boch P, editor. *Propriétés et*
587 *applications des céramiques*. Paris: Hermès Science Publications;
588 2001. p. 245-76.
- 589 [21] May K, Russell M, Razzoog M, Lang B. Precision of fit: The Procera®
590 AllCeram crown. *J Prosthet Dent* 1998;**80**:394-404.
- 591 [22] Fera P, Gilodi S, Bassi F, Caros SA. In vitro marginal adaptation of
592 alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1994;**72**:585-90.
- 593 [23] Sulaiman F, Chai J, Jameson L, Wozniak W. A comparison of the margi-
594 nal fit of In-Ceram®, IPS Empress®, and Procera® crowns. *Int*
595 *J Prosthodont* 1997;**10**:478-84.
- 596 [24] Rimondini L, Cerroni L, Carassi A, Torricelli P. Bacterial colonization
597 of zirconia ceramic surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;**17**:
598 793-8.
- 599 [25] Soumeire J, Dejou J. Comparaison in vitro de l'adaptation marginale de
600 restaurations céramiques et céramo-métalliques. *J Biomater Dent*
601 1997;**12**:5-11.
- [26] Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. Clinical
602 fit of Procera® AU ceram crowns. *J Prosthet Dent* 2000;**84**:419-24. 603
- [27] Borghetti A, Laborde G. Apport de la chirurgie parodontale à la
604 dentisterie restauratrice sur piliers naturels. In: *Borghetti A, Monnet-*
605 *Corti V editors. Chirurgie plastique parodontale*. Paris: éditions CdP;
606 2000. p. 329-60. 607
- [28] Raigrodski A. In: *Clinical and laboratory considerations for achieving*
608 *function and aesthetics with the Lava System. Spectrum Inter national.*
609 IDS; 2003. p. 1-5. 610
- [29] Degrange M, Tirtlet G. Scellement et collage. *Cah Prothese* 1995;**92**:
611 27-45. 612
- [30] Oroten M, Probster L. The influence of different cementation modes on
613 the fracture resistance of feldspathic crowns. *Int J Prosthodont* 1997;
614 **10**:169-77. 615
- [31] MacLean J. The future of dental porcelain. In: *Dental ceramic*.
616 Chicago: Quintessence, Publishing Co; 1983. p. 39-46. 617
- [32] Bulot D, Sadan A, Burgess JO, Blatz MB. *Bond strength of a self-*
618 *adhesive universal resin cement to Lava Zirconia after two surfaces*
619 *treatments (IADR abstract), Goteborg*. 2003 (June). 620
- [33] Magne P, Belser U. *Restaurations adhésives en céramiques sur dents*
621 *antérieures : approche biomimétique*. Paris: Quintessence
622 International; 2003. 623
- [34] Segal BS. Retrospective assessment of 546 all-ceramic anterior and
624 posterior crowns in a general practice. *J Prosthet Dent* 2001;**85**:544-50. 625
- [35] Degorce T, Pennard J. Couronnes Empress® sur dents déulpées anté-
626 rieures. De l'inlay-core céramisé au tenon Cosmopost®. *Cah Prothese*
627 1999;**106**:31-46. 628
- [36] Gombeaud F. Reconstitution esthétique des dents antérieures
629 déulpées. *Cah Prothese* 2001;**113**:9-16. 630
- [37] Aboudharam G, Laurent M. Évolution et indications des reconstitu-
631 tions corono-radiculaires indirectes. *Cah Prothese* 2001;**116**:61-71. 632
- [38] Abou Khalil S, Pinsard D. Piliers implantaires usinés pour prothèses
633 scellées. *Strat Prothét* 2001;**2**:125-34. 634
- [39] Lacroix P, Laborde G, Laurent M, Margossian P. Modelage et transfert
635 des formes de contours gingivales péri-implantaires. *Strat Prothét*
636 2004;**4**(3). 637
- [40] Laborde G, Lacroix P, Margossian P, Laurent M. Les systèmes céramo-
638 céramiques. *Real Clin* 2004;**15**:89-104. 639

640
641 P. Margossian (patrice.margossian@free.fr).
642 G. Laborde.
643 232, avenue du Prado, 13008, Marseille, France.

644 Toute référence à cet article doit porter la mention : Margossian P., Laborde G. Restaurations céramocéramiques. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris),
645 Odontologie, 23-272-C-15, 2007.

Disponibles sur www.emc-consulte.com



Arbres
décisionnels



Iconographies
supplémentaires



Vidéos /
Animations



Documents
légaux



Information
au patient



Informations
supplémentaires



Auto-
évaluations