

AVERTISSEMENT

Cette thèse d'exercice est le fruit d'un travail approuvé par le jury de soutenance et réalisé dans le but d'obtenir le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire. Ce document est mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt toute poursuite pénale.

Code de la Propriété Intellectuelle. Articles L 122.4

Code de la Propriété Intellectuelle. Articles L 335.2 - L 335.10

UNIVERSITÉ DE PARIS

UFR D'ODONTOLOGIE - MONTROUGE

Année 2020 **N° M100**

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le : 08 décembre 2020

Par

Anne-Claire MSIKA

Restauration périphérique dento-portée en céramique : quel système choisir en fonction de la situation clinique ?

Dirigée par M. le Dr Jean-Pierre Attal

JURY

M. le Professeur Louis Maman	Président
M. le Docteur Jean-Pierre Attal	Assesseur
Mme le Docteur Radhia Benbelaïd	Assesseur
M. le Docteur Lucien Dupagne	Assesseur
Mme le Docteur Hélène Fron Chabouis	Invitée

CC BY NC ND

Tableau des enseignants de l'UFR

DÉPARTEMENTS	DISCIPLINES	PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS	MAÎTRES DE CONFÉRENCES
1. DÉVELOPPEMENT, CROISSANCE ET PRÉVENTION	ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE	Mme DURSUN Mme VITAL	Mme BONNET M. COURSON Mme SMAIL-FAUGERON Mme VANDERZWALM
	ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE	Mme LE NORCY	Mme BENAHMED M. DUNGLAS Mme KAMOUN
	PRÉVENTION, ÉPIDEMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ ET ODONTOLOGIE LÉGALE	M. PIRNAY	Mme GERMA
2. CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE	PARODONTOLOGIE	Mme COLOMBIER Mme GOSSET	M. BIOSSE DUPLAN M. BRUN (MCU associé) M. GUEZ
	CHIRURGIE ORALE	M. MAMAN Mme RADOÏ	Mme EJEIL M. GAULTIER M. HADIDA M. MOREAU M. NGUYEN Mme TAÏHI
	BIOLOGIE ORALE	Mme CHAUSSAIN M. GOGLY Mme SÉGUIER Mme POLIARD	Mme ANDRIQUE (MCU associée) M. ARRETO Mme BARDET (MCF) M. BOUCHET (MCF) Mme CHARDIN M. FERRE M. LE MAY
3. RÉHABILITATION ORALE	DENTISTERIE RESTAURATRICE ENDODONTIE	Mme BOUKPESSI Mme CHEMLA	Mme BERÈS Mme BESNAULT M. BONTE Mme COLLIGNON M. DECUP Mme GAUCHER
	PROTHÈSES	Mme WULFMAN	M. CHEYLAN M. DAAS M. DOT M. DUPAGNE (MCU associé) M. EID Mme FOUILLOUX-PATEY Mme GORIN M. RENAULT M. RIGNON-BRET M. TRAMBA
	FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE, BIOMATÉRIAUX	M. SALMON	M. ATTAL Mme BENBELAÏD Mme BENOÎT A LA GUILLAUME (MCF) M. BOUTER M. CHARRIER M. CHERRUAU M. FLEITER Mme FRON CHABOUIS Mme MANGIONE Mme TILOTTA
	PROFESSEURS ÉMÉRITES	M. BÉRENHOLC Mme BRION Mme FOLLIGUET M. LASFARGUES M. LAUTROU	M. LEVY M. PELLAT M. PIERRISNARD M. SAFFAR Mme WOLIKOW

Liste mise à jour le 06 octobre 2020

Remerciements

À M. le Professeur Louis Maman

Docteur en Chirurgie dentaire

Spécialiste qualifié en Chirurgie orale

Docteur en Sciences odontologiques

Habilité à Diriger des Recherches

Professeur des Universités, UFR d'Odontologie - Montrouge

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Doyen de l'UFR d'Odontologie - Montrouge

Pour me faire l'honneur et le plaisir d'accepter de présider ce jury de thèse d'exercice. Vous êtes ce visage si bienveillant et souriant que j'ai découvert au milieu d'un jury de douze personnes avant même d'entamer mon cursurs. Depuis, vous m'avez accueillie dans votre service hospitalier, m'avez encadrée pour ma première chirurgie, et n'avez jamais manqué l'occasion d'égayer une conversation dans les couloirs de Charles-Foix. Vous serez pour moi, ce visage bienveillant et souriant qui cloturera cette pèriode. Qu'il me soit permis de vous exprimer mes sincères remerciements et mon respect le plus profond.

À M. le Docteur Jean-Pierre Attal

Docteur en Chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Paris Descartes

Habilité à Diriger des Recherches

Maître de Conférences des Universités, UFR d'Odontologie - Montrouge

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Vice-Doyen de l'UFR d'Odontologie - Montouge

Pour m'avoir fait l'honneur et le plaisir de diriger ma thèse d'exercice. Pour votre confiance, votre sincérité, votre disponibilité, et réactivité qui m'a permis de réaliser ce travail à mon image. Plus largement, vous avez su à travers votre pédagogie singulière, me transmettre une réelle curiosité concernant certains aspects de notre métier, notamment à travers vos cours de biomatériaux. Je vous exprime ma gratitude et ma reconnaissance pour tout ça.

À Mme le Docteur Radhia Benbelaïd

Docteur en Chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Paris-Sud

Maître de Conférences des Universités, UFR d'Odontologie - Montrouge

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Pour me faire l'honneur et le plaisir de prendre part à ce jury. Pour votre bienveillance et générosité auprès de vos patients ou de vos étudiants. Travailler à vos côtés a été extrêmement enrichissant : vous m'avez notamment appris à écouter, lire entre les lignes, placer des limites et me positionner face au patient. Pour la patience, l'attention, et la confiance que vous m'avez acordée au sein de la consultation TFO, acceptez de recevoir mes sincères remerciements.

À M. le Docteur Lucien Dupagne

Docteur en Chirurgie dentaire

Maître de Conférences des Universités associé, UFR d'Odontologie - Montrouge

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Pour me faire l'honneur et le plaisir de prendre part à ce jury. Pour votre accessibilité, votre bienveillance, et votre bonne humeur qui ont manquées à Charles-Foix après votre départ. Qu'il me soit permis de vous témoigner ma sincère gratitude et mon profond respect.

À Mme le Docteur Hélène Fron Chabouis

Docteur de l'Université Paris 13

Maître de Conférences des Universités, UFR d'Odontologie - Montrouge

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Qui me fait l'honneur d'être l'invitée de ce jury. Pour votre accessibilité, votre gentillesse, et votre disponibilité. Merci d'avoir pris le temps de m'accompagner dans mes premièrs traitements canalaires. Mais aussi d'avoir répondu présente pour me donner quelques conseils afin de bien commencer cette thèse d'exercice. Que ce travail soit l'occasion de vous témoigner ma sincère reconnaissance.

A tous les professionnels du premier étage de l'UFR, et à tous les enseignants qui m'ont accompagnée de près ou de loin, m'ont appris, aidée ou soutenue pendant mon cursus.

Au Dr Jean-Baptiste Souron, pour m'avoir prise sous son aile et fait confiance pour mes premiers essais.

A ma famille,

A **mon père**, ce roc qui n'a pas peur, qui ne cède pas. ce papa héros… que j'admire tant. Sans toi je n'aurais jamais envisagé cette voix et sans toi, je serais toujours pétrifiée à l'idée d'avancer. Merci de me donner confiance, papa. Merci pour ces merveilleux souvenirs de mes premiers pas avec toi, dans ton cabinet. Je les chéris tant. J'ai hâte de découvrir la suite.

A **ma mère**, tu sais me lire en toutes circonstances et m'aider à me relever même des plus petites chutes... C'est de toi que je tiens cet amour et ce respect de l'autre, qui fait que je me sens à ma place dans cette profession. Cette partie de toi qui vit en moi m'accompagnera tout au long de ma vie professionnelle et je t'en remercie.

Papa, maman, merci de m'avoir soutenue pendant toute la durée de mes études x2. Nous ne vous remercierons jamais assez pour tous les sacrifices que vous avez fait et faites encore pour nous…

A mes frères et sœurs...

Alexandre, merci pour ton implication et tes conseils avisés. J'aime cette façon que tu as de t'investir dans mes problématiques pour me faire avancer plus vite.

Yoann, sans toi, il n'y aurait sans doute eu ni passerelle, ni paces. Merci pour cette impulsion qui a changée ma vie... Tu m'as toujours évité d'avoir peur.

Eva-Flore ma petite sœur, devenue grande. Nous avons fait nos études en parallèle avec une course à la rédaction, que tu as largement gagnée. Le temps que je rédige cette thèse tu as dû lire 350 articles, eu une vingtaine de partiels et une dizaine de dossiers à rendre, tu as fini tes études, entamé un doctorat et trouvé ton premier travail… Quelle fierté d'être ta sœur.

A Salomé, tu es cette fraîcheur qui est rentrée dans notre famille, de bonne humeur, drôle et franche. Merci de cette sincérité.

A la bande des petits cousins que j'aime inifniment : Jonathan, Zoé, Léa, Éléonore, Adam et … Merci pour votre fougue, douceur et vivacité ! Vous êtes le soleil de nos vies.

A Hervé, mon oncle, qui m'a accompagnée tout au long de mon parcours d'études supérieures, merci pour tes précieux conseils et ton aide en toutes circonstances.

A Géjac, partis depuis peu , vous auriez été fiers de me savoir diplômée. Mamie, tu ne manquais pas une célébration. Partie depuis déjà 2 ans, tu nous manques toujours autant à chacune d'entre-elles. Je pense à toi.

A mon noyau d'amour

Jonas, mon autre, mon partenaire de vie, merci de me soutenir depuis toutes ces années. Quelle patience ! Merci de tes conseils, et de cet échange perpétuel qui nous fait grandir toujours plus. Enfin, merci de l'amour que tu me portes au quotidien. Tu sais comme je t'aime …

Éléonore, ma raison de vivre. Tu as marqué la fin de mon parcours universitaire et m'a transformée à jamais. Avec toi le temps s'arrête et tout est merveilleux. Quelle fierté quand je t'entends répéter après ton père cette phrase que tu ne comprends pas mais qui me touche tant « Maman fini la thèse, bravo maman ». Quelle fierté d'être ta mère.

A Maguy, merci d'échanger, de me montrer, de m'aider avec tant d'enthousiasme. J'ai hâte d'apprendre à vos côtés.

A Camille, Elodie, et Léna, mes plus belles rencontres … Merci pour votre soutien, votre réconfort et vos conseils pendant ces années à Ivry. Rien n'aurait été pareil sans vous. Merci pour la douceur, les fou-rires, l'écoute, l'ouverture, les échanges, la bienveillance. Merci pour tous ces moments passés, Qu'ils soient encore nombreux !

A ceux qui m'ont accompagnée de près ou de loin pendant mes études de chirurgie-dentaire avec une pensée particulière pour **Marine** qui a été une vraie partenaire pour moi, **Camille B, Céline et Marc R.**

Enfin, et surtout **merci à la bienveillante team d'Ivry**. En souvenirs de tous ces moments partagés dans les boxs, dans les couloirs, dans la salle de repos, au labo ou ailleurs. **Clémence** (quelle belle rencontre amicale, merci pour tous nos moments), Camille, Elodie, Léna, Sarah (ma vraie découverte de la désinté... un peu tard certes..), Julie (ma presque binôme), Lise, **Hanna** (je n'aurai pas rêvé mieux pour partager l'option..), Sixtine, **Mathilde** (une année en commun pour mon plus grand plaisir), Éléonore, Théo et Fred (ca va ensemble), Jakub et Fabien (ça aussi), Laura (ma première rencontre), Imène, Nadir (merci pour les souvenirs), Mathieu, Lindsay, Bettina, Sylvie, Shyrel, Solène, Sara, Pierre, Farid, Nagui, Mélodie, Kelly, Jihanne, Lucas, Cyrièle, Bertrand, Laure C, Alicia, Gopy, Yassine, Laure F, Justine, Marc, Roupen.

Lexique

Bis-GMA : Bisphenol A-glycidyl methacrylate

CAD-CAM : Computer Assisted (ou Aided) Design - Computer Assisted (ou Aided) Manufacturing

CFAO : Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur

TEGDMA : Diméthacrylate de triéthylène glycol

UDMA : Diméthacrylate d'uréthane

MDP : Méthacryte-dihydrogène-phosphate

Table des matières

INTRODUCTION **3**

1 : LES DIFFERENTES CERAMIQUES DENTAIRES **4**

1.1 DEFINITION 4

1.2 CLASSIFICATION DES CERAMIQUES DENTAIRES 4

1.2.1 Classification des céramiques dentaire selon leur microstructure *5*

1.2.2 Classification des céramiques dentaire selon leur procédé de mise en forme *8*

1.2.3 Classification des céramiques dentaires selon leur composition chimique *15*

1.3 DES CERAMIQUES « HYBRIDES » : PICN (POLYMER INFILTRATED CERAMIC NETWORK) 22

1.3.1 Composition, objectifs et mise en forme *22*

1.3.2 Nouvelle classification incluant les PICN *23*

1.4 PROPRIETES DES CERAMIQUES 24

1.4.1 Propriétés mécaniques *24*

1.4.2 Propriétés optiques (cf. tableau 4) *28*

1.4.3 Biocompatibilité *31*

1.4.4 Propriétés d'usure *31*

1.5 TABLEAU RECAPITULATIF DE PRESENTATION DES CERAMIQUES PRINCIPALES 33

2 : CRITERES DE SELECTION : ANALYSE DE LA SITUATION **34**

2.1 INDICATION LIMITEE DE LA COURONNE PERIPHERIQUE DENTO-PORTEE 34

2.2 CLASSIFICATION DES ZONES ORALES POUR DETERMINER LES ENJEUX MAJEURS 35

2.2.1 La zone esthétique : facteur psycho social essentiel *35*

2.2.2 Zone fonctionnelle : résistance mécanique *37*

2.3 A LA RECHERCHE DU BIOMIMETISME 37

2.3.1 Facteurs mécaniques guidant la sélection *38*

2.3.2 Facteurs esthétiques guidant la sélection *42*

2.3.3 Espace prothétique disponible : exigences esthétiques et mécaniques *47*

2.3.4 Facteurs fonctionnels guidant la sélection *55*

2.3.5 Facteurs biologiques guidant la sélection *58*

2.4 SCHEMA RECAPITULATIF DES CRITERES DE SELECTION DU SYSTEME CERAMIQUE 62

3 : CAS CLINIQUES **63**

3.1 CAS CLINIQUE N°1 : 63

3.2 CAS CLINIQUE N°2 : 64

3.3 Cas clinique n°3 : 66
3.4 Cas clinique n°4 : 67
3.5 Cas clinique n°5 : 69
3.6 Cas clinique n°6 : 70

CONCLUSION 72

BIBLIOGRAPHIE 74

TABLE DES FIGURES 78

TABLE DES TABLEAUX 80

ANNEXES 81

Annexe 1 : Differents types de ceramiques dentaires 81
Annexe 2 : Proprietes de differentes ceramiques dentaires. 82
Annexe 3 : Differentes generations de zircone et vitroceramique. 82
Annexe 4 : Ceramiques a base de zircone chez IVOCLAR VIVADENT 83
Annexe 5 : Ceramiques a base de zircone chez KATANA KURARAY 84
Annexe 6 : Protocole d'assemblage de l'e.max (collage ou scellement) 85
Annexe 7 : Protocole d'assemblage de la zircone (collage ou scellement) 85

Introduction

La couronne « tout céramique » dento-portée est aujourd'hui incontournable dans notre palette de soins. Elle constitue bien souvent une alternative à la couronne céramo-métallique, et ce pour plusieurs raisons. Outre la réponse adéquate aux exigences fonctionnelles et mécaniques qu'elle apporte, la céramique est particulièrement biocompatible, elle respecte le parodonte, et évite le phénomène de corrosion du métal en bouche**.** Par ailleurs, sa faible conduction thermique protège de la sensibilité due aux changements de température. Elle permet aussi de répondre aux plus hautes exigences d'esthétique. D'une part, la céramique donne un aspect plus naturel à la dent : elle laisse circuler la lumière lorsqu'elle est translucide et est blanche lorsqu'elle est opaque. D'autre part elle supprime le risque d'une coloration noirâtre de la gencive par transfert d'ions, ou une possible récession gingivale qui rendrait visible un bandeau métallique.

Il existe de nombreux systèmes céramique (matériaux, techniques, et méthodes de mise en forme) permettant au chirurgien-dentiste de réaliser une couronne périphérique tout céramique. La zircone, par exemple a fait l'objet de nombreuses publicités et est particulièrement mise en avant dans la nouvelle nomenclature avec le remboursement des restaurations monolithiques en zircone, seulement est-elle adaptée à toutes les situations ? Probablement pas. De nombreuses questions nous animent. Quelle est la différence entre une couronne monobloc ou une céramo-céramique ? Comment choisir le ou les matériaux adéquats ? L'évolution du numérique laisse t'elle sa place aux méthodes de mise en forme traditionnelles ? Quelle méthode d'assemblage est la plus appropriée ?

Le problème de la révolution céramique est qu'il est difficile de s'y retrouver et qu'Il n'existe pas de système idéal pouvant être utilisé en toutes circonstances. L'objectif de cette thèse est d'y voir plus clair. La finalité est d'aider le praticien à choisir, en collaboration avec le prothésiste, un système céramique adapté aux contraintes cliniques rencontrées. La première partie de ce document propose de faire le point sur les céramiques actuelles, les différentes techniques et procédés de fabrication et leurs propriétés associées. La seconde partie suggère une analyse objective et organisée des facteurs cliniques qui peuvent guider cette sélection. Enfin une dernière partie illustre certains propos détaillés précédemment grâce à l'analyse de plusieurs cas cliniques. Connaître les propriétés mécaniques et esthétiques de ces matériaux, mais aussi les critères cliniques décisifs permettront au praticien d'orienter son choix et de réaliser les meilleures recommandations possibles.

1 : Les différentes céramiques dentaires

1.1 Définition

D'après Dejou, les céramiques sont des matériaux inorganiques chimiquement composés d'oxydes (99 %), de carbures, de nitrures et de borures. Elles présentent des liaisons chimiques fortes, ionique ou iono-covalente, et sont des matériaux durs et fragiles. [1]

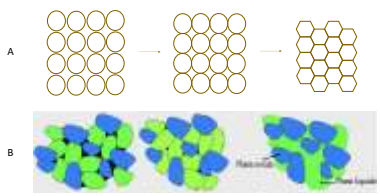
Pour fabriquer une pièce en céramique, les matières premières sont broyées afin de créer une poudre de granulométrie adaptée. Celle-ci est agglomérée et associée à un liant avant d'être mise en forme, puis, est densifiée et consolidée par un traitement thermique à haute température nommé frittage. [2]

Ce procédé de frittage (cf. figure 1) peut être effectué avant ou après la conception de la restauration et permet une densification contrôlée, ainsi qu'une maîtrise dimensionnelle de la pièce.

On en distingue deux types :

- Le frittage en phase solide où tous les constituants restent en phase solide.
- Le frittage en phase liquide où un des constituants est en phase liquide et l'autre reste en phase solide.

Figure 1 : Schémas de frittage en phase solide (A) et liquide (B)



Source : Auteur, d'après Dejou, « Les céramiques », 2009.

1.2 Classification des céramiques dentaires

Plusieurs classifications des céramiques existent.

Traditionnellement, elles étaient classées selon leur température de fusion (qui correspond à la température de frittage). Toutefois, la classification de Ferrari et Sadoun [3] qui est établie selon (1) la microstructure, (2) les procédés de mise en forme, et (3) la composition chimique, est plus significative car ces éléments influencent directement les propriétés intrinsèques des céramiques.

[1] Dejou, « Les céramiques ».
[2] Mainjot, « Dental ceramics : classification and indications ».
[3] Ferrari et Sadoun, « Classification des céramiques dentaires ».

1.2.1 Classification des céramiques dentaire selon leur microstructure

Les céramiques dentaires sont généralement constituées de deux phases : Une phase vitreuse (riche en silice) et une phase cristalline. La nature et la proportion de ces deux phases varient selon les types de céramiques et conditionnent les propriétés physiques, mécaniques et optiques de la prothèse finale. On peut distinguer trois classes de matériaux [4] [5] (cf. figure 2).

1. Les **céramiques vitreuses** : une matrice de verre contenant quelques cristaux.
2. Les **céramiques infiltrées** : une matrice de cristaux, contenant un peu de verre.
3. Les **céramiques polycristallines**, qui ne contiennent que des cristaux.

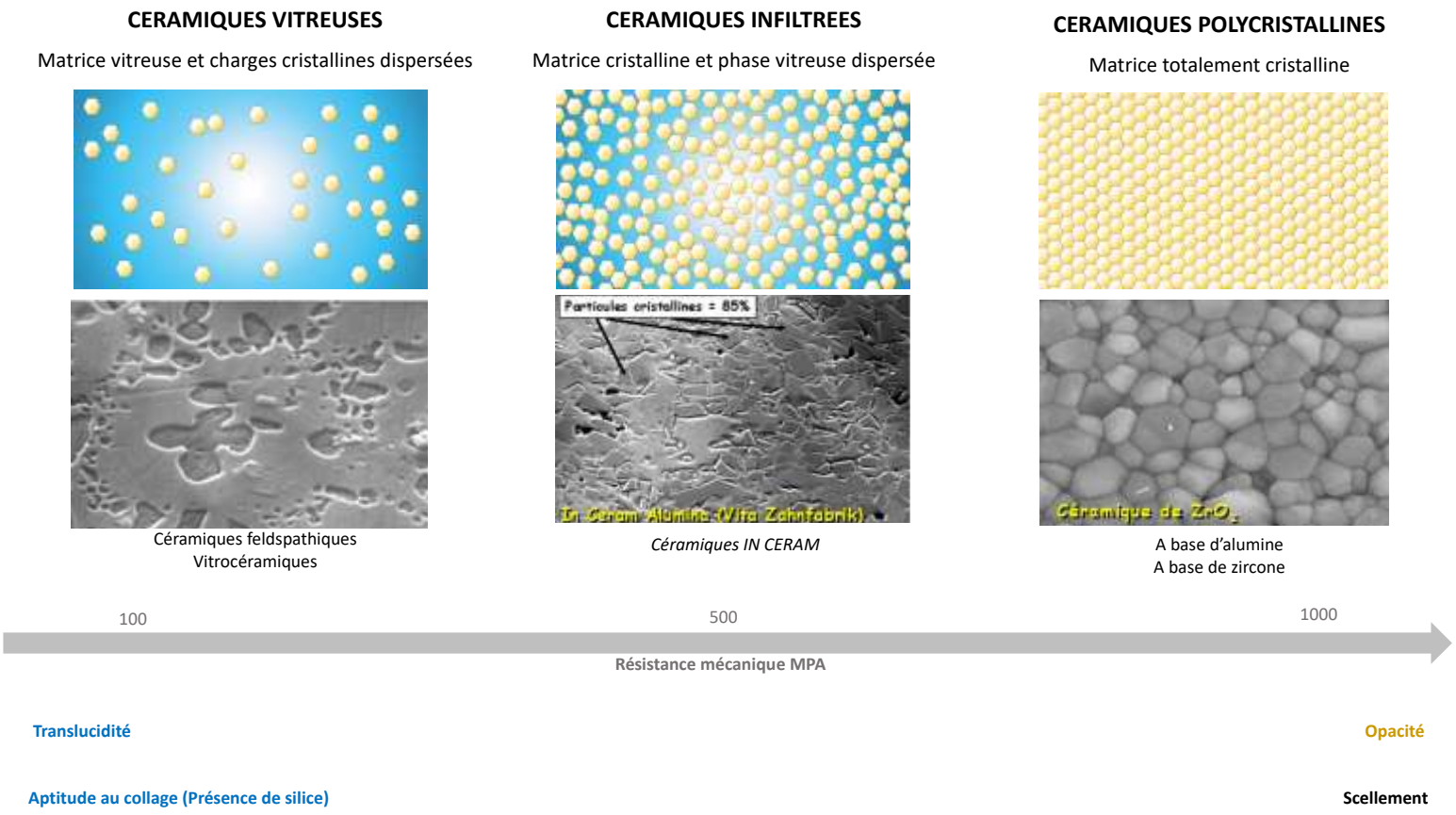
Les céramiques vitreuses, biphasées, sont composées de cristaux répartis dans une matrice de verre. Cette dernière, prépondérante est principalement constituée d'oxydes ternaires et alcalins. Les cristaux présents, sont fonction de la céramique concernée : On distingue, les feldspaths (albite et sanidine), la leucite, le disilicate de lithium, le silicate de lithium et la zircone. On trouve dans cette grande famille de matériaux : Les céramiques feldspathiques et les vitrocéramiques.

Les céramiques infiltrées, biphasées, sont composées d'une matrice cristalline poreuse prépondérante, secondairement infiltrée de verre. La phase cristalline se compose d'alumine, de zircone ou de spinelle. [6]Malgré leur excellent comportement clinique, ces céramiques sont progressivement abandonnées, d'une part en raison du processus de fabrication artisanale complexe par rapport aux vitrocéramiques renforcées, et d'autre part en raison du succès des céramiques poly cristallines à haute résistance, comme la zircone. Elles ne seront pas développées dans ce document.

Les céramiques polycristallines, monophasées, ne contiennent pas de verre dans leur microstructure. Étant totalement cristallines, elles ont une résistance élevée et ont tendance à être relativement opaques par rapport aux céramiques vitreuses. On distingue deux céramiques polycristallines principales néanmoins, les céramiques polycristallines à base d'alumine sont progressivement abandonnées au profit des céramiques polycristallines à base de zircone. [7] Seules les céramiques à base de zircone seront étudiées dans ce document.

[4] Kelly et Benetti, « Ceramic materials in dentistry : historical evolution and current practice ».
[5] Mainjot, « Dental ceramics : classification and indications ».
[6] Mainjot.
[7] Pegoraro et Santos, « Current all-ceramic systems in dentistry : a review ».

Figure 2 : Classification des céramiques dentaires selon leur microstructure



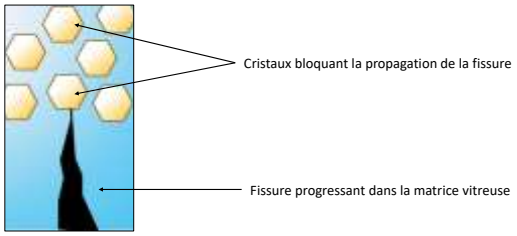
Source : Auteur, d'après Dejou, « Les céramiques », 2009.

1.2.1.1 Rôle de la phase cristalline

La présence de cristaux permet d'améliorer la **résistance mécanique** du matériau, notamment car ils constituent des obstacles à la propagation des fissures (cf. figure 3). [8] Ils permettent de dévier, d'arrêter ou de retarder leur propagation et donc d'augmenter la ténacité du matériau. [9] L'effet de renforcement ajouté par l'incorporation de cristaux dépend de l'interaction entre les cristaux et la matrice vitreuse, ainsi que de la taille et de la quantité des cristaux. Les cristaux plus fins produisent généralement des matériaux plus résistants. Par conséquent, en fonction de la quantité, de la taille, et de la nature chimique des cristaux, chaque matériau céramique dentaire a ses propres propriétés et indications.

[8] Dejou, « Les céramiques ».
[9] Pegoraro et Santos, « Current all-ceramic systems in dentistry : a review ».

Figure 3 : Renforcement de la céramique par incorporation de particules cristallines



Source : Auteur, d'après Dejou, « Les céramiques », 2009.

1.2.1.2 Rôle de la phase vitreuse

Le verre favorise les propriétés de **translucidité** et d'**adhérence** du matériau.

Un verre est un composé minéral fabriqué à base de **silice.** [10] Par sa composition, il favorise la création de liaisons micromécaniques et chimiques considérables avec la résine d'assemblage (cf. figure 4).

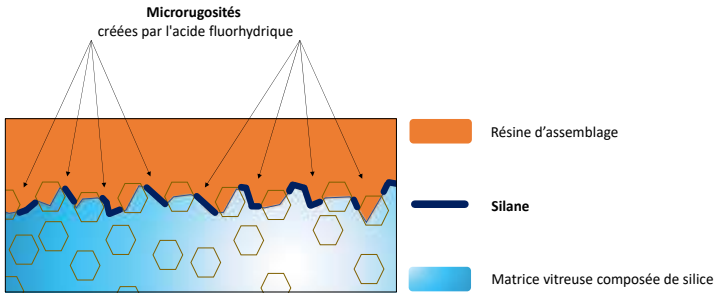
Liaison micromécanique : La présence de silice rend la matrice vitreuse facilement attaquable à l'acide fluorhydrique de façon à créer des microrugosités conséquentes, nécessaires à l'adhésion de la résine.

Liaison chimique par le silane : Ce dernier, est une molécule bi fonctionnelle qui présente une extrémité inorganique et une extrémité organique. En **se liant aux atomes de silicium présents dans le verre**, il assure la liaison chimique entre la résine d'assemblage (matériau organique), et la céramique (matériau inorganique).

Cette différence de structure entre une céramique vitreuse et une céramique polycristalline explique pourquoi le collage aux céramiques vitreuses est très fiable, tandis que celui aux céramiques polycristallines l'est beaucoup moins. [11]

[10] Mainjot, « Dental ceramics : classification and indications ».
[11] Fron Chabouis et al., « CFAO : les matériaux accessibles. Partie 1, Matériaux usinables : les céramiques vitreuses ».

Figure 4 : Rôle du verre (silice) dans l'adhérence de la céramique vitreuse

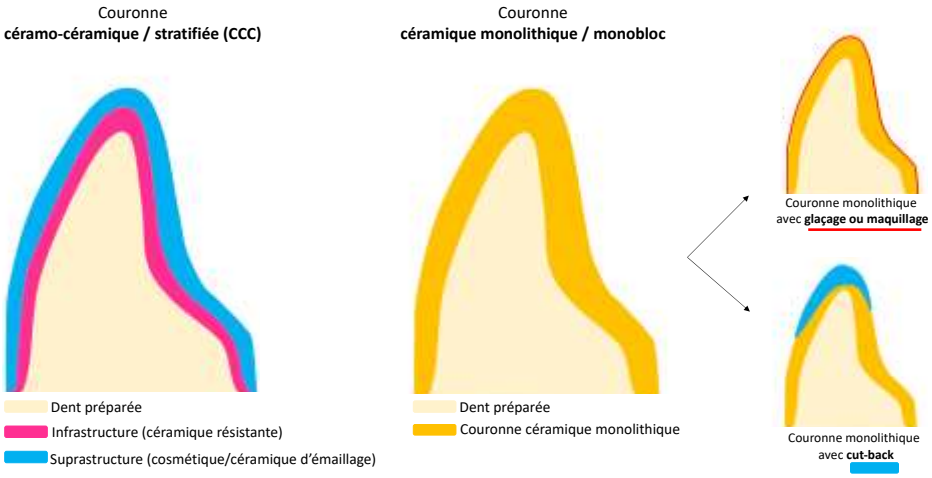


Source : Auteur, 2020.

1.2.2 Classification des céramiques dentaire selon leur procédé de mise en forme

1.2.2.1 Technique de mise en oeuvre : couronne céramo-céramique et monolithique

Figure 5 : Couronne céramo-céramique ou monolithique



Source : Auteur, 2020.

On distingue deux types de couronne tout céramique (cf. figure 5) :

✦ **La couronne monolithique ou monobloc**

Elle est constituée d'un seul volume de céramique.

Afin d'optimiser le rendu esthétique ce ces couronnes, sans pour autant perdre leurs propriétés mécaniques, deux modes de finition sont utilisés : le glaçage et, ou maquillage ainsi que le cut-back.

[12](cf. figure 3). Dans un cas : une fine couche de verre ou de céramique (glaçage), et de colorants (maquillage) peuvent être appliqués sur les couronnes. Dans l'autre, un faible volume de la couronne est retiré et remplacé par une céramique d'émaillage (le cut-back).

✦ **La couronne céramo-céramique ou stratifiée (CCC)**

Elle est constituée d'une infrastructure en céramique résistante *(vitrocéramique renforcée ou polycristalline),* à laquelle vient se superposer une suprastructure d'au moins 0,8 mm d'épaisseur, appelée cosmétique ou céramique d'émaillage. Cette dernière moins résistante, présente de meilleures qualités optiques *(céramiques vitreuses, souvent feldspathiques)*

Si les restaurations céramo-céramiques permettent d'obtenir des résultats esthétiques excellents, elles présentent une complication majeure. Il s'agit du risque d'écaillage ou « chipping » en anglais : des éclats ou des fractures de la céramique cosmétique apparaissent sous l'effet des forces occlusales. L'écaillage affecte toutes les CCC mais particulièrement celles à base de zircone : la liaison entre une vitrocéramique d'armature et la céramique feldspathique sus-jacente est, elle facilitée compte tenu de la nature identique des matériaux. [13] [14] Plusieurs explications de ce phénomène ont été données dans la littérature. Il peut être provoqué par des contraintes résiduelles à l'interface armature/cosmétique dues à la différence de coefficient thermique des matériaux, la présence de défauts dans la cosmétique, une mauvaise épaisseur de la céramique d'émaillage, une mauvaise conception de l'armature avec notamment un manque de support, des dommages de surface dus à la production CFAO, des vitesses de cuisson et de refroidissement inadéquates ou encore une mauvaise manipulation, tant au laboratoire dentaire que par le chirurgien-dentiste.

Ces complications sont de plus en plus maitrisées grâce à divers éléments comme l'optimisation du design de l'infrastructure en zircone,[15] l'amélioration de la mise en forme de la céramique cosmétique [16] ou un protocole de refroidissement lent pour les différentes pièces réalisées [17]. Néanmoins la dentisterie prothétique s'oriente davantage vers la conception de restaurations monolithiques en céramique pour tenter d'éliminer ce risque et afin de simplifier la fabrication des pièces.[18] Cette tendance s'accompagne du développement de la CFAO directe.

---

[12] Regin et Mahdhaoui, « Les couronnes tout céramique. Partie 1, Couronne monolithique ou stratifiée ? ».
[13] Jegou Saint-Jean, « Dental glasses and glass-ceramics ».
[14] Rodrigues et al., « CAD/CAM or conventional ceramic materials restorations longevity : a systematic review and meta-analysis ».
[15] Rosentritt et al., « Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns ».
[16] Daou, « The zirconia ceramic : strengths and weaknesses ».
[17] Pegoraro et Santos, « Current all-ceramic systems in dentistry : a review ».
[18] Zhang et Lawn, « Novel zirconia materials in dentistry ».

Pour réaliser une restauration périphérique tout céramique, (monolithique ou stratifiée) nous distinguons **quatre différents procédés de mise en forme** [19] :

- Poudre montée par stratification
- Lingotins pressés à chaud
- Poudre montée en barbotine, frittée puis infiltrée
- Blocs usinés par CFAO

NB : un même matériau peut être mis en forme de façons différentes, modifiant ainsi ses propriétés, et un même procédé de mise en forme peut également être utilisé pour différents matériaux.

1.2.2.2 Poudre montée par stratification

La céramique utilisée pour la stratification est commercialisée sous forme de poudre synthétique. Pour ce procédé traditionnel de mise en forme, le prothésiste applique au pinceau une pâte (appelée barbotine) composée d'une poudre de céramique et d'un liquide, sur une matrice réfractaire (cf. figure 6). Il fritte ensuite la céramique en phase liquide couche par couche. Cette méthode de mise en œuvre traditionnelle concerne essentiellement les céramiques feldspathiques lors de l'émaillage d'infrastructure ou la réalisation de cut-back.

Figure 6 : Stratification de la céramique



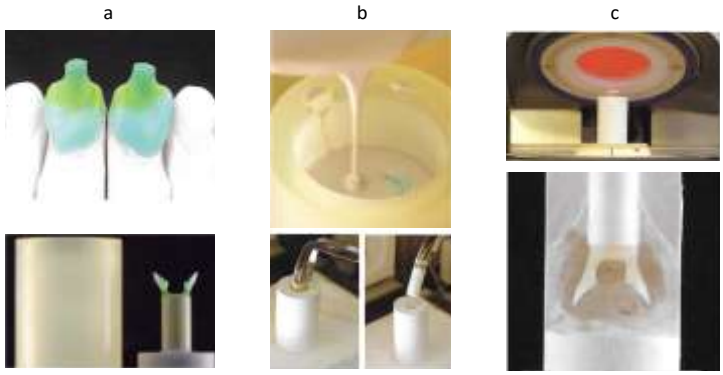
Source : Ivoclar Vivadent, « IPS style ceram ».

1.2.2.3 Lingotins pressés à chaud

Ce procédé de fabrication est similaire à la fabrication d'armature métallique par coulée à la cire perdue : au lieu du métal, c'est la céramique qui est injectée dans le moule de revêtement.

[19] Pegoraro et Santos, « Current all-ceramic systems in dentistry : a review ».

Figure 7 : Étapes de mise en œuvre de la céramique pressée



Source : Crescenzo, « La céramique pressée : temps par temps de la mise en œuvre », 2016.

Une maquette en cire de la restauration est réalisée puis mise en revêtement dans un matériau réfractaire adapté à la céramique utilisée (cf. figure 7a). Le lingotin de la céramique choisie est ensuite ramolli à haute température, puis pressé dans la maquette à l'aide d'un piston (cf. figure 7b). La céramique remplace alors la cire préalablement fondue (cf. figure 7c). Après refroidissement, il faut démouler le modèle et éliminer le revêtement par sablage à l'alumine. Cette méthode de mise en œuvre traditionnelle par pressée concerne les céramiques feldspathiques renforcées et les vitrocéramiques et permet de concevoir infrastructures et couronnes monolithiques.

1.2.2.4 Poudre montée en barbotine, frittée puis infiltrée

Pour ce procédé traditionnel de mise en forme quatre étapes se succèdent.
(1) La barbotine, un mélange homogène de grains d'alumine en suspension dans l'eau, est appliquée au pinceau sur le duplicata du modèle. (2) Après séchage, les particules cristallines sont lentement frittées en une phase solide afin de créer une structure poreuse. (3) Cette dernière est ensuite infiltrée avec un verre fondu, qui s'écoule dans les pores par capillarité. (4) Enfin, l'ensemble est entièrement fritté pour donner une pièce en céramique résistante.
Cette technique a été largement utilisée en dentisterie sur les produits In-Ceram (In-Ceram Spinell®, In-Ceram Alumina ®, In-Ceram Zirconia ®). Cependant, **elle a été abandonnée progressivement au profit de la technologie CFAO.** [20] Actuellement les céramiques infiltrées sont très peu utilisées : seuls des blocs d'alumine In-Ceram pour les systèmes de CFAO sont encore disponibles. [21]

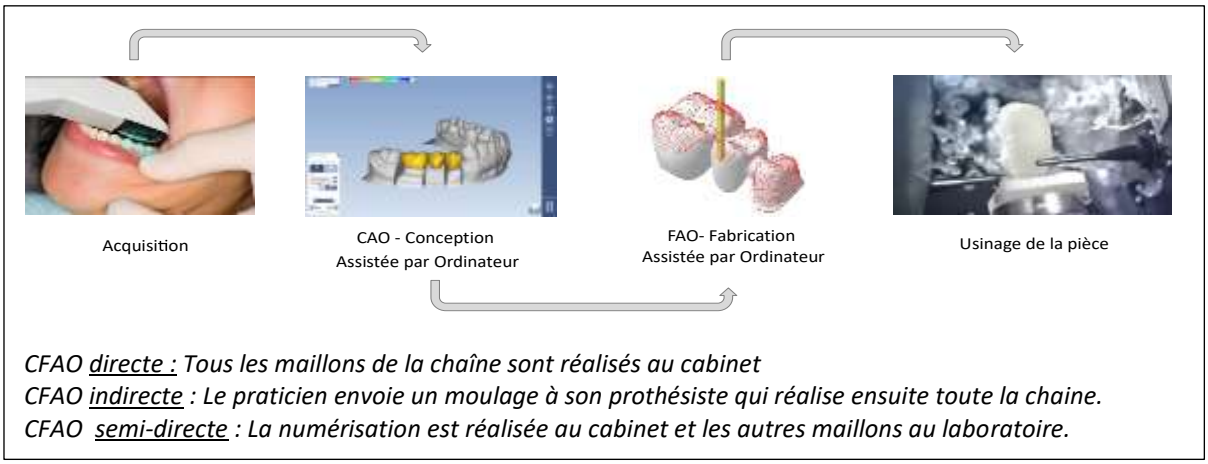
[20] Pegoraro et Santos.
[21] Mainjot, « Dental ceramics : classification and indications ».

Néanmoins, une autre gamme de matériaux céramiques utilise ce procédé : les **Polymer-infiltrated Ceramic Network,** intermédiaires entre céramique et composite. Dans la mise en forme des PICN, la céramique poreuse est infiltrée d'un polymère et non pas d'un verre.

1.2.2.5 Blocs usinés par CFAO

Les systèmes de CFAO dentaire ou CAD/CAM permettent la réalisation de restauration céramique en fraisant des blocs de céramiques préfabriqués industriellement. La chaine de production de CFAO se décompose en quatre maillons (cf. figure 8).

Figure 8 : Chaîne de production de CFAO



CFAO directe : Tous les maillons de la chaîne sont réalisés au cabinet
CFAO indirecte : Le praticien envoie un moulage à son prothésiste qui réalise ensuite toute la chaine.
CFAO semi-directe : La numérisation est réalisée au cabinet et les autres maillons au laboratoire.

Source : Auteur, 2020.

Il existe 2 procédés d'usinage des blocs [22] :

« Usinage en dur » : La prothèse est fraisée dans un bloc dur entièrement fritté. Cet usinage peut entraîner une usure importante de l'outil et des défauts résiduels à la surface de la céramique. Ce procédé a tendance à disparaître en raison du coût élevé lié au fraisage et du risque de détérioration du matériau notamment pour les céramiques polycristallines.

« Usinage en mou » : La prothèse est fraisée dans un bloc poreux uniquement pré-fritté. Le frittage final pour éliminer la porosité sera réalisé après usinage de la pièce. Dans ce cas, le logiciel informatique prend en compte le retrait généré lors du frittage pour favoriser la précision d'ajustement de la restauration finale.

[22] Pegoraro et Santos, « Current all-ceramic systems in dentistry : a review ».

Les blocs céramiques usinables par CFAO sont disponibles en céramique feldspathique, vitrocéramique, céramique infiltrée, céramique polycristalline, et céramique hybride soit **toutes les familles de céramique.** Ils permettent de concevoir, infrastructures, suprastructures ou couronnes monolithiques.

1.2.2.6 Céramique pressée ou usinée ? Quelle incidence ? Exemple de l'IPS e.max

La vitrocéramique au disilicate de lithium peut être mise en forme par pressée ou usinage. Nous allons étudier les disparités (cf. figure 10) engendrées par la méthode de mise en forme (cf. figure 9) à travers l'étude du matériau IPS e.max® d'IVOCLAR VIVADENT.

Figure 9 : Lingotins IPS e.max PRESS (A) et Blocs IPS e.max CAD (B) : mise en forme

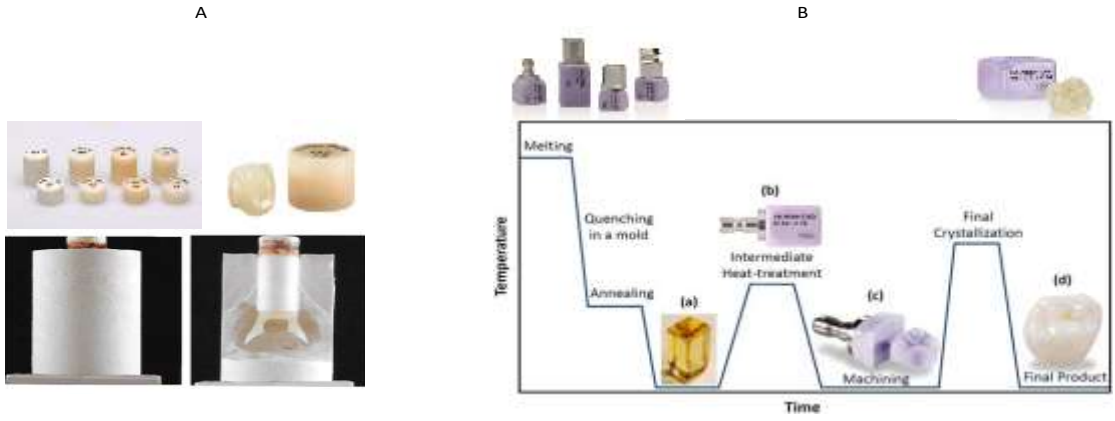
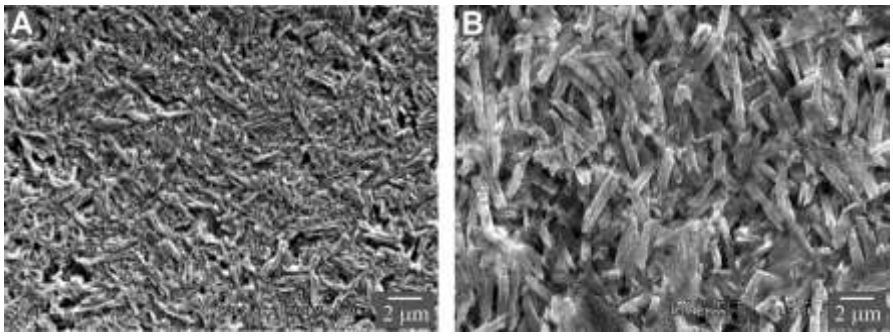


Fig 9 A : Lingotins IPS e.max PRESS® et illustration de la pressée
Fig 9 B : Les blocs IPS e.max CAD® et leurs étapes de mise en forme
Les blocs IPS e.max CAD® sont d'abord traités thermiquement pour former les vitrocéramiques intermédiaires au métasilicate de lithium, plus faciles à usiner (b). Les propriétés optiques des blocs sont complètement différentes de celles de la restauration finale : ils sont bleus. Après usinage (c), ils sont soumis à un traitement thermique de cristallisation où le métasilicate de lithium est transformée en disilicate de lithium (d).

Source : Auteur, d'après Crescenzo, « La céramique pressée : temps par temps de la mise en œuvre », 2016 ; Et Montazerian, « Bioactive and Inert Dental Glass-Ceramics », 2017.

Figure 10 : Microstructures d' IPS e.max CAD (A) et d'IPS e.max PRESS (B)



Dans le materiau préssé (B), on observe des cristaux de disilicate de lithium en forme d'aiguille de 4 µm de long et 0,6 µm de large tandis que dans le materiau usiné (A), les cristallites mesurent 1 µm de long et 0,4 µm de large et sont orientées de façon plus aléatoire. Cette différence de microstructure engendre une résistance et une ténacité à la rupture légèrement supérieures pour la vitrocéramique pressée qu'usinée.

Source : Zhang, « Dental ceramics for restoration and metal veneering », 2017.

Les vitrocéramiques pressées à chaud offrent **une meilleure adaptation marginale et précision occlusale**. [23] [24] Elles présentent également une **résistance et ténacité légèrement améliorée** grâce à leur microstructure (cf. figure 10). [25] Cependant, elles sont caractérisées **par un taux de porosité pouvant atteindre 9 à 10 %**, sites éventuels d'initiation de fissures. [26]

Les vitrocéramiques usinées sont plus compactes et présentent un faible taux de porosité (de l'ordre de 1 %). [27] Cependant les contraintes et l'échauffement engendré par l'usinage des pièces en vitrocéramique peuvent provoquer des micro-fracturations des bords fins aboutissant à **une adaptation marginale moindre**, mais aussi **des défauts de surface** pouvant initier la propagation de fissures. Ces irrégularités et la microstructure du matériau (cf. figure 10) peuvent expliquer des propriétés mécaniques légèrement plus faibles que les vitrocéramiques pressées [28] (Exemple : la résistance mécanique en flexion de l'IPS e.max CAD se situe autour de 360 MPa alors que celle de l'IPS e.max PRESS dépasse légèrement les 400 MPa [29]). De plus l'usinage en général, impacte l'état de surface des pièces et crée des stries. Pour les céramiques vitreuses, il entraîne l'élimination de petites

[23] Hallmann, Ulmer, et Kern, « Effect of microstructure on the mechanical properties of lithium disilicate glass-ceramics ».
[24] Rodrigues et al., « CAD/CAM or conventional ceramic materials restorations longevity : a systematic review and meta-analysis ».
[25] Zhang et Kelly, « Dental ceramics for restoration and metal veneering ».
[26] Fron Chabouis et al., « CFAO : les matériaux accessibles. Partie 1, Matériaux usinables : les céramiques vitreuses ».
[27] Fron Chabouis et al.
[28] Zhang et Kelly, « Dental ceramics for restoration and metal veneering ».
[29] Jegou Saint-Jean, « Dental glasses and glass-ceramics ».

particules et peut arracher des cristaux engendrant alors des surfaces particulièrement abrasives. Il est donc indispensable de réaliser un polissage de surface conséquent afin de maintenir les propriétés mécaniques de la pièce et de minimiser la rugosité de la restauration au niveau des contacts occlusaux, proximaux, et au contact de la gencive. [30] Cette étape de finition inévitable est réalisée par le praticien en CFAO Directe ou doit être demandée au prothésiste en cas de CFAO indirecte. Une pièce en e.max usinée non polie, pourrait présenter une perte de 33 % de ses propriétés mécaniques par rapport au même échantillon usiné puis poli à l'aide d'un disque abrasif sous irrigation. [31]

En résumé

Les céramiques d'émaillage mise en forme par montage artisanal de poudres présentent un taux de défauts et porosités élevé et comprennent peu de cristaux. Les vitrocéramiques sont obtenues soit par pressée à partir d'un lingotin soit par CFAO. Ces deux méthodes de mise en forme présentent moins de défauts que celles montées par stratifictaion. Cependant la porosité des restaurations obtenues par pressée reste nettement supèrieure à celle des blocs usinés. L'usinage présente toutefois des inconvénients : il peut entraîner une fracture des bords fins aboutissant à une adaptation marginale moindre que par préssée et des défauts dans le materiau pouvant initier la propagation de fissures. Pour les céramiques polycristallines à base de zircone la cuisson de maquillage/émaillage pourrait permettre de restaurer en partie les propriétés mécaniques initiales lésées par l'usinage. Un polissage de surface conséquent afin de minimiser les défaults engendrés par l'unsinage est primordial.

Les techniques traditionnelles de pressée suivie d'un émaillage permettent d'obtenir les meilleurs résultats esthétiques.

1.2.3 Classification des céramiques dentaires selon leur composition chimique

1.2.3.1 Les céramiques feldspathiques

Elles font partie des céramiques vitreuses et présentent la plus importante proportion de verre (les cristaux dispersés occupent moins de 20 % du volume total).

[30] Fron Chabouis et al., « CFAO : les matériaux accessibles. Partie 1, Matériaux usinables : les céramiques vitreuses ».

[31] Regin et Mahdhaoui, « Les couronnes tout céramique. Partie 1, Couronne monolithique ou stratifiée ? ».

La phase vitreuse est principalement composée d'oxydes de silice et d'alumine et contient également des oxydes colorants, opacifiants ou fluorescents. La phase cristalline est principalement composée d'albite et de sanidine, présents sous forme de cristaux dispersés.

Certaines **céramiques feldspathiques sont renforcées à la leucite** (30 % du volume total est alors occupé par les cristaux) entrainant une augmentation de la résistance de ces matériaux mais aussi de leur coefficient de dilatation thermique (C.D.T.)

Indications : Elles sont principalement utilisées comme revêtement cosmétique d'infrastructure.

Mise en forme : Poudre montée par stratification, ou blocs usinés par CFAO.

1.2.3.2 Les vitrocéramiques

Elles font également partie des céramiques vitreuses.

Bien que la composition du verre soit similaire aux céramiques feldspathique, ces céramiques présentent des quantités variables de types de cristaux qui ont été ajoutés ou développés dans la matrice vitreuse.

Elles sont d'abord mises en forme à l'état de verre et subissent ensuite une céramisation. C'est un traitement thermique qui permet une cristallisation volontaire, contrôlée et partielle. Il est réalisé en deux temps : la nucléation et la croissance cristalline : A moyenne température les cristaux se forment au sein de la matrice vitreuse puis à haute température les cristaux se développent. Les cristaux sont orientés au hasard et il n'y a quasiment pas de porosité. Cette catégorie présente une large gamme de rapports verre-cristal et de types de cristaux. On distingue trois sous-groupes principaux :

- Vitrocéramique renforcée à la leucite
- Vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium
- Vitrocéramique renforcée en silicate de lithium et zircone

✦ **Vitrocéramiques renforcées à la leucite**

Ces vitrocéramiques sont renforcées par 35 à 55 % en volume de cristaux de leucite ce qui entraîne une augmentation des propriétés mécaniques et du coefficient de dilatation thermique.

Indications : Elles sont principalement utilisées pour l'émaillage d'infrastructure.

Mise en forme : Poudre montée par stratification, lingotins pressés, ou blocs usinés par CFAO.

- **Vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium**

Ces céramiques sont renforcées par 70 % en volume de cristaux de disilicate de lithium.

Indications : Elles sont indiquées pour toute restauration périphérique unitaire, antérieure ou postérieure, et pour les endocouronnes. Elles peuvent servir à la réalisation de couronne monolithique ou d'infrastructure des CCC.

Mise en forme : Lingotins pressés, ou blocs usinés par CFAO.

- **Vitrocéramiques renforcées en silicate de lithium et zircone**

La phase cristalline est composée de silicate de lithium, et la matrice vitreuse est renforcée de cristaux de dioxyde de zirconium (~ 10 %). Ces derniers vont influencer la cristallisation du silicate de lithium en entravant leur croissance. Ils atteignent ainsi une taille qui est jusqu'à 6 fois plus petite que celle observée pour les cristaux de disilicate de lithium présent dans la vitrocéramique au disilicate de lithium. [32] Cette microstructure garantit à ce matériau des propriétés mécaniques et optiques similaires à celles observées pour les céramiques au disilicate de lithium.

On peut néanmoins citer deux avantages : Ils présentent une **polissabilité supérieure** grâce à la taille inférieure des cristaux dans la microstructure, et atteignent une bonne finition de surface. [33] Ils sont plus facilement fraisés dans les machines de CFAO et ont des **cycles d'usinage plus rapides** que la vitrocéramique au disilicate de lithium, ils permettent de gagner du temps au fauteuil. [34]

Deux exemples commerciaux sont :

Suprinity® qui est commercialisé à l'état partiellement cristallisé et qui nécessite un cycle thermique supplémentaire dans un four après usinage de la pièce, comme l'IPS e.max CAD (cf. figure 10B).

Celtra Duo®, qui est déjà dans sa phase de cristallisation finale et ne nécessite pas de traitement thermique après usinage. Elle est ainsi particulièrement adaptée à la CFAO directe. [35] Cependant une cuisson supplémentaire de maquillage ou de glaçage est optionnelle et augmentera la résistance à la flexion du matériau de 210 MPa à 370 MPa.

Indications : Elles ont les mêmes indications que les vitrocéramiques au disilicate de lithium [36]Néanmoins, à ce jour, les données concernant ces matériaux sont encore limitées, et parfois controversées. Ces céramiques, peut-être prometteuses nécessitent des études supplémentaires, à la

[32] Pegoraro et Santos, « Current all-ceramic systems in dentistry : a review ».
[33] Hian da Silva et al., « Dental ceramics : a review of new materials and processing methods ».
[34] Rinke et al., « Chairside fabrication of an all-ceramic partial crown using a zirconia-reinforced lithium silicate ceramic ».
[35] Rinke et al.
[36] Zarone et al., « Current status on lithium disilicate and zirconia : a narrative review ».

fois in vitro et in vivo, afin de définir précisément leurs propriétés, indications, limites et performances cliniques à long terme.

Mise en forme : Blocs usinés par CFAO.

1.2.3.3 Les céramiques polycristallines à base de zircone

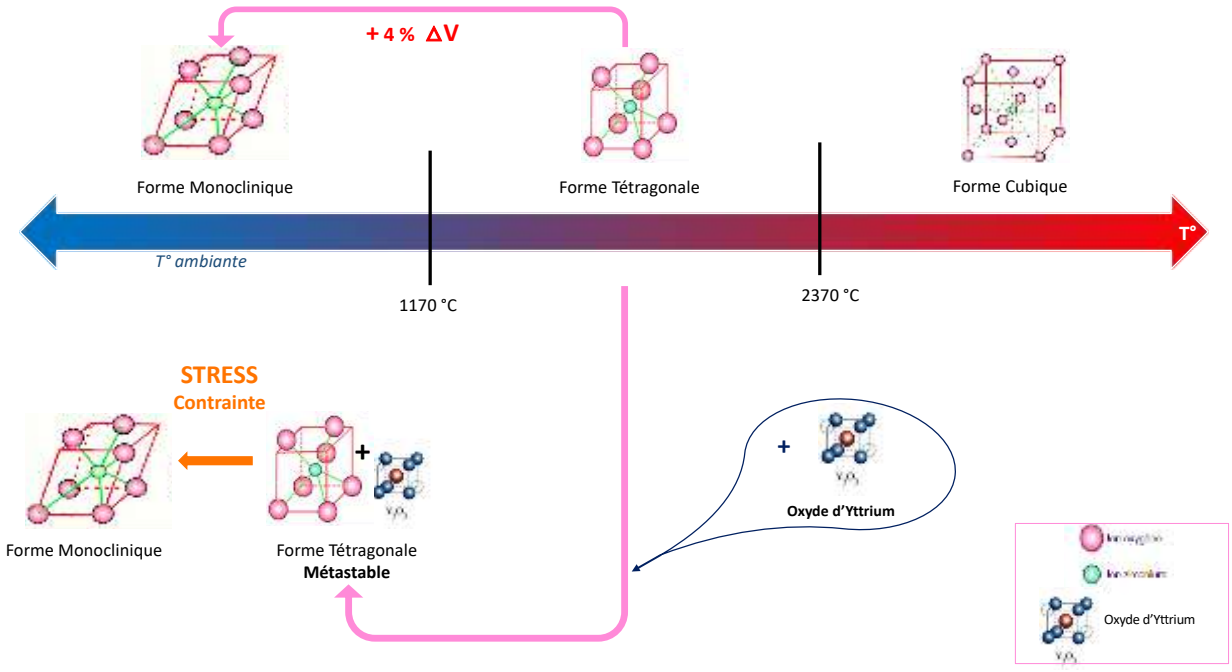
Initialement, différents systèmes céramiques polycristallins à base de zircone étaient disponibles en dentisterie, cependant, le Y-TZP (polycristal de zircone tétragonale stabilisée à l'yttrium) est aujourd'hui le plus utilisé. Nous ne développerons que ce matériau.

- **Propriété unique du zirconium : transformations allotropiques tétragonale-monoclinique :**

A l'état pur, la zircone cristallise dans trois types de réseaux en fonction de la température (cf. figure 11) : on parle de transformation allotropique. [37] On distingue :

- La forme **monoclinique** (**M)** (entre température ambiante et 1170 °C)
- La forme **tétragonale (T)** (entre 1179 et 2370 °C)
- La forme **cubique (C)** (au-delà de 2370 °C)

Figure 11 : Formes allotropiques du Zirconium et stabilisation à l'oxyde d'Yttrium



Source : Auteur, 2020.

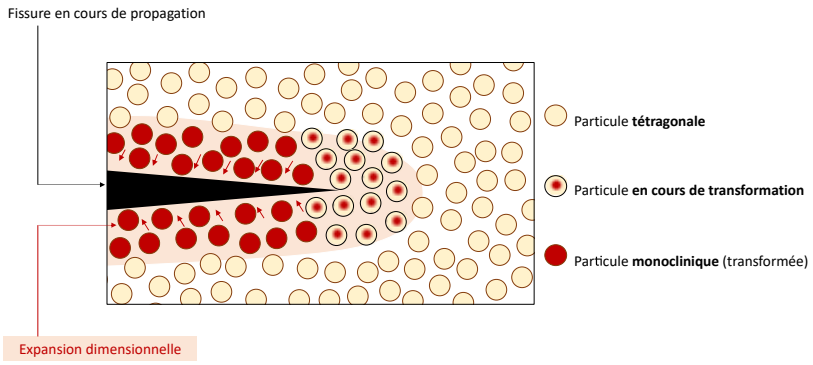
[37] Denry et Kelly, « State of the art of zirconia for dental applications ».

Cette transformation allotropique rend la zircone instable et présente un inconvénient. Après le frittage de ces céramiques, au moment du refroidissement, le changement de structure cristalline de la forme tétragonale à la forme monoclonique se caractérise par une **augmentation rapide et sensible du volume des cristaux (environ 4 %).** Ceci provoque l'apparition au sein du matériau, de contraintes importantes qui conduisent à sa fracture. Pour éviter ce phénomène, la zircone pure est **stabilisée par l'adjonction de 3 % molaire d'oxyde d'yttrium**. Celui-ci empêche la transformation de phase de la zircone pendant le refroidissement : les cristaux sont conservés sous forme tétragonale à température ambiante au lieu de se transformer en cristaux monocliniques.

- **Transformation de phase - Durcissement par transformation** [38] [39] [40] [41]

Le polycristal d'yttrium-tétragonal-zircone (Y-TZP) est alors dans un état **thermodynamiquement métastable** à température ambiante. C'est pourquoi, il peut subir une transformation cristalline de la forme tétragonale à monoclinique lorsqu'il est **soumis à certaines contraintes mécaniques**, *(exemple :* usinage, sablage ou mise en occlusion). Lorsqu'une fissure apparaît dans le matériau, le stress induit déclenche localement la transformation cristalline. L'expansion de volume locale associée entraîne le développement d'une contrainte de compression qui s'oppose à l'ouverture de la fissure et entrave sa propagation. Ce phénomène appelé, "**durcissement par transformation**" (cf. figure 12) fait de la zircone un matériau à ténacité élevée.

Figure 12 : Durcissement par transformation de phase de la zircone



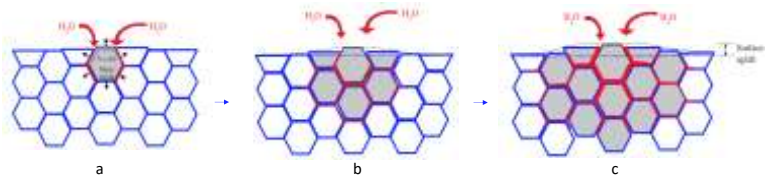
Source : Auteur, d'après Vagkopoulou, « Zirconia in Dentistry : Part 1, Discovering the nature of an upcoming bioceramic », 2009.

[38] Dejou, « Les céramiques », 2009.
[39] Mainjot, « Zircones. Partie 2, Restauration émaillées ou monolithiques ? : la quête de la résistance et de la translucidité ».
[40] Denry et Kelly, « State of the art of zirconia for dental applications ».
[41] Chevalier, « What future for zirconia as a biomaterial ? »

✦ **Le vieillissement hydrique (LTD - Low Temperature Degradation)**

Malheureusement, cette transformation de phase apparait aussi spontanément en présence d'eau après un contact prolongé. Ce phénomène de vieillissement hydrique (Low Temperature Degradation) (cf. figure 13), peut générer, des microfissures, des altérations de surface et une altération des propriétés mécaniques.

Figure 13 : illustration schématique du vieillissement hydrique (LTD)



(a) Grain en cours de transformation (Coloration grise). (b) Augmentation de volume entrainant contraintes et micro fissures sur les grains environnants. (b & c) Pénétration de l'eau dans ces microfissures (En rouge). (c) Progression de la transformation de proche en proche. À mesure que la zone de transformation s'agrandit, l'étendue de la microfissuration augmente, les grains se dégagent et la surface devient rugueuse.

Source : Chevalier, *« What future for zirconia as a biomaterial? »,* 2006.

Ce phénomène est appréhendé, pour les restaurations monolithiques qui ne sont pas protégées de la salive par la céramique cosmétique. Le vieillissement hydrique peut être atténué en maintenant une taille de grain plus petite, avec une distribution homogène de l'oxyde d'yttrium et en incorporant de petites quantités d'alumine. [42] Ce phénomène a été étudié in vitro [43] [44] [45] cependant peu d'études in vivo sont disponibles.[46] A priori, la cinétique et l'impact du vieillissement hydrique sur la durée de vie des prothèses a très peu de conséquences sur la pérennité de nos restaurations tant ce phénomène est lent, toutefois, des recherches supplémentaires sont encore nécessaires pour parvenir à des conclusions solides.

✦ **LDT, finitions et traitement de surface des restaurations monolithiques en zircone.**

La transformation de phase responsable du vieillissement hydrique reste néanmoins très sensible au **traitement de surface et aux contraintes résiduelles associées** qui interviennent lors de la retouche

[42] Zhang et Lawn, « Novel zirconia materials in dentistry ».
[43] Chevalier, « What future for zirconia as a biomaterial ? »
[44] Zhuang et al., « Effect of aging time and thickness on low-temperature degradation of dental zirconia ».
[45] Zhuang et al.
[46] Wulfman et al., « Aging of monolithic zirconia dental prostheses : protocol for a 5-year prospective clinical study using ex vivo analyses ».

de la prothèse [47] [48] [49] (Intrados prothétique pour améliorer l'insertion ou encore les retouches occlusales). Il est donc important de limiter les retouches et il est recommandé de renvoyer la pièce au laboratoire après celles-ci pour un traitement thermique de régénération. Ce traitement ne permet pas de supprimer les débuts de fissures existantes mais de transformer les grains monocliniques en tétragonaux afin de retrouver une capacité de transformation.

Néanmoins, un sablage de la zircone est nécessaire pour l'assemblage afin de créer des rugosités de surface. Ce sablage crée une petite transformation et augmente légèrement la résistance à la flexion du matériau en revanche il génère des contraintes qui peuvent aboutir à des transformations de phase **ponctuelles.** [50]

- **Les trois générations de zircones** [51] [52] (cf. tableau 1) :

La première génération : 3Y-TZP traditionnelle

Il s'agit de la zircone que nous avons décrite précédemment. Elle est stabilisée par 3% molaire d'oxyde d'yttrium et ne contient pas plus de 15 % de cristaux sous forme cubique. Elle présente une grande résistance en flexion et une grande ténacité grâce à son potentiel de transformation cristalline, mais aussi une très forte opacité. Elle est notamment destinée à la réalisation d'infrastructure pour CCC.
L'usinage de prothèses monolithiques a ensuite été développé pour tenter d'éliminer le problème d'écaillage des CCC et afin de simplifier la fabrication des pièces prothétiques : une deuxième génération de zircone a alors fait son apparition.

La deuxième génération : YTZP monolithiques

Cette génération a fondamentalement la même composition que la première. Quelques changements structuraux ont néanmoins été entrepris afin d'en améliorer les propriétés optiques (réduction de la quantité d'alumine ou légère hausse de la taille des grains). La translucidité s'en trouve améliorée. En revanche, ces modifications ont permis d'augmenter la métastabilité cristalline ce qui implique un risque accru de vieillissement hydrique. Ces zircones de deuxième génération conviennent aux restaurations postérieures monolithiques, mais sont encore insuffisamment esthétiques pour être

[47] Rekow et al., « Performance of dental ceramics : challenges for improvements ».
[48] Denry et Kelly, « State of the art of zirconia for dental applications ».
[49] Mainjot, « Zircones. Partie 1, À la rencontre de céramiques pas comme les autres ».
[50] Wulfman et al., « Aging of monolithic zirconia dental prostheses : protocol for a 5-year prospective clinical study using ex vivo analyses ».
[51] Zhang et Lawn, « Novel zirconia materials in dentistry ».
[52] Mainjot, « Zircones. Partie 2, Restauration émaillées ou monolithiques ? : la quête de la résistance et de la translucidité ».

utilisées comme couronnes monolithique dans la zone antérieure. Ainsi, les fabricants, à la recherche de translucidité ont donné naissance à une troisième génération de zircones.

La troisième génération : 4Y-PSZ et 5Y-PSZ

Ces zircones sont dites translucides ou partiellement stabilisées. Elles contiennent une teneur plus élevée d'oxyde d'yttrium (4 à 5 % molaire) et surtout des quantités accrues de phase cubique (plus de 50 % pour la 5Y-PSZ). La phase cubique, nous l'avons vu, ne subit pas de transformation de phase en présence d'un stress. Ainsi, si la translucidité est nettement augmentée, la résistance et la ténacité, elles ont été diminuées. Cependant la présence de phase cubique permet d'augmenter la résistance au vieillissement hydrique (LTD). Cette génération de zircone à haute translucidité est initialement destinée aux restaurations monolithiques antérieures.

Tableau 1 : Différentes génération de zircone selon Zhang et Lawn

ZIRCONE	COMPOSITION	CHARACTERISTIQUES	INDICATIONS DES FABRICANTS
1ere génération	3Y-TZP < 15 % cubique	Forte opacité Haute résistance et ténacité	Infrastructures de CCC
2eme génération	3Y-TZP < 15 % cubique	↗ Translucidité ↗ Vieillissement hydrique	Restaurations postérieures monolithiques
3eme génération	4Y-PSZ > 25 % cubique 5Y-PSZ >50 % cubique	↗↗ Translucidité ↘ Vieillissement hydrique ↘ Résistance et ténacité	Restaurations antérieures monolithiques

Source : Mainjot, « Zircones. Partie 2, Restauration émaillées ou monolithiques ? : la quête de la résistance et de la translucidité », 2019.

1.3 Des céramiques « hybrides » : PICN (Polymer infiltrated ceramic network)

1.3.1 Composition, objectifs et mise en forme

Les PICN représentent une nouvelle classe de matériaux, inspirée par les céramiques infiltrées. [53] [54]
Ils se composent de deux réseaux imbriqués l'un dans l'autre, l'un composé de céramique et l'autre de polymères. Une matrice poreuse en céramique feldspathique (75% en volume) est infiltrée sous haute pression et à haute température par un polymère (25% en volume) composé d'UDMA et de TEGDMA réticulés. Le premier PICN, Vita enamic®, a été introduit sur le marché en 2013 par Vita.

[53] Fron Chabouis et Attal, « Les restaurations partielles postérieures esthétiques en 2014 : choix du matériau en méthode indirecte ».
[54] Hian da Silva et al., « Dental ceramics : a review of new materials and processing methods ».

Cette classe de matériau a été développée avec trois grands objectifs [55] [56] :

- Obtenir un matériau qui simule plus fidèlement le module d'élasticité de la dentine par rapport aux céramiques traditionnelles.
- Développer un matériau plus facile à fraiser et à ajuster que les céramiques classiques
- Faciliter la réparation ou la modification avec de la résine composite.

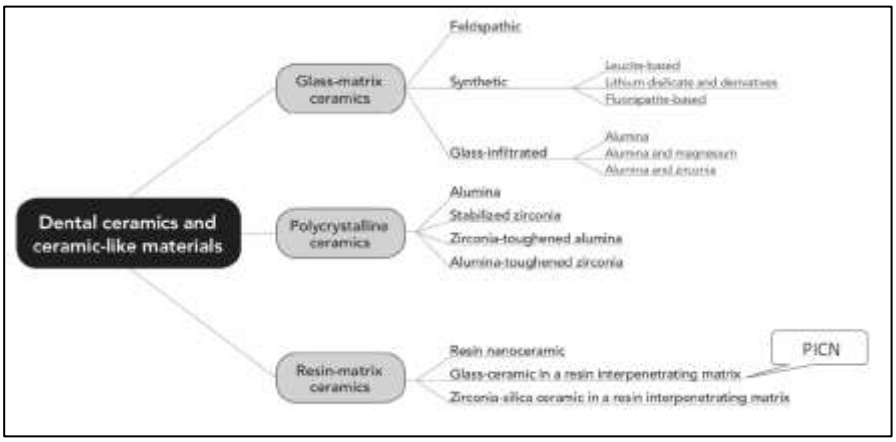
Mise en forme : Blocs usinés par CFAO

1.3.2 Nouvelle classification incluant les PICN

Gracis et Al à travers leur article « A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials » proposent un système de classification pour les matériaux de restauration céramiques et similaires à la céramique afin de tenter de systématiser et d'inclure une nouvelle classe de matériaux. Ce nouveau système classe les matériaux de restauration céramiques en trois familles (cf. figure 14) :

1. Les **céramiques à matrice de verre** : matériaux céramiques inorganiques non métalliques contenant une phase vitreuse.
2. Les **céramiques polycristallines** : matériaux céramiques inorganiques non métalliques qui ne contiennent pas de phase vitreuse.
3. Les **céramiques à matrice résineuse** : matrices polymères contenant principalement des composés réfractaires inorganiques pouvant inclure des verres, des céramiques feldspathiques ou des vitrocéramiques.

Figure 14 : Nouvelle classification proposée pour les matériaux céramiques et apparentés



Source: Gracis, « A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials », 2016.

[55] Gracis et al., « A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials ».
[56] Hian da Silva et al., « Dental ceramics : a review of new materials and processing methods ».

1.4 Propriétés des céramiques

Nous allons ici présenter certaines propriétés des principales céramiques utilisées dans la confection de restauration périphérique tout céramique.

1.4.1 Propriétés mécaniques

Les céramiques dentaires, sont des matériaux **à rupture fragile** c'est-à-dire qu'ils cassent sans déformation élastique préalable. [57] En effet s'ils sont très résistants en compression, ils le sont beaucoup moins en traction et flexion. La rupture du matériau est initiée par la propagation d'une fissure à partir d'un défaut et elle survient lorsque les contraintes dépassent un certain seuil de tolérance. La fracture du matériau est déterminée par la ténacité et la résistance, mais aussi dans une moindre mesure par le module d'élasticité et la dureté.

1.4.1.1 Propriétés mécaniques remarquables, définitions et implications [58]

- **Définitions**

La ténacité (T) mesure la résistance à la propagation d'une fissure dans le matériau, c'est-à-dire la capacité du matériau à résister aux contraintes exercées par un début de fissure. Elle est exprimée en MPa. $m^{1/2}$.

La résistance à la flexion (σ) mesure l'aptitude à la déformation des céramiques soumises à un effort croissant. Elle est exprimée en MPa.

Le module d'élasticité ou module de Young (E) correspond au rapport entre la contrainte appliquée au matériau et la déformation mesurée de celui-ci et donne une idée de sa rigidité. Plus la valeur est grande, plus le matériau est rigide et peu déformable. Elle est exprimée en GPa.

La dureté (H) d'un matériau peut être définie par la résistance qu'oppose sa surface à la pénétration d'un indenteur. Elle peut être exprimée en GPa.

Dans la conception de restaurations périphériques en céramique, l'augmentation de la résistance du matériau permet de résister à l'initiation des fissures dans ses structures, et l''augmentation de la ténacité augmente la résistance.[59] Ainsi dans de nombreux essais cliniques couvrant de nombreux systèmes céramiques, la ténacité est en corrélation avec le succès clinique.

[57] Dejou, « Les céramiques ».
[58] Dejou.
[59] Zhang et Kelly, « Dental ceramics for restoration and metal veneering ».

Un module d'élasticité élevé implique une moindre déformation cependant il présente une moins bonne habileté à résister aux charges en se déformant. Un module d'élasticité plus faible offre ainsi une meilleure résilience. La dureté accrue diminue la sensibilité à la déformation qui est un précurseur de fissures.[60] Cependant, associée à la taille des grains et surtout à l'état de surface de la céramique elle est impliquée dans le phénomène d'usure des dents antagonistes et adjacentes.

- **Propriétés mécaniques de différentes céramiques dentaires** (cf. tableau 2).

Tableau 2 : Propriétés mécaniques de différentes céramiques dentaires

Matériau	Phase cristalline (% volume)	E (GPa)	H (GPa)	T (MPa. $m^{1/2}$)	σ (MPa)
CERAMIQUE FELDSPATHIQUE					
Classique	Albite, Sanidine (<20)	60-70	6	1,2	100
Renforcée à la leucite	Albite, Sanidine, Leucite (30)	80	-	1,5	120-150
VITROCERAMIQUE					
A la leucite					
(IPS empress ESTHETIC®)	Leucite (35-55)	62	6,2	1,3	160
(IPS empress CAD®)	Leucite (35-55)	62	6,2	1,3	160
Au disilicate de lithium					
(IPS e.max PRESS®)	Disilicate de lithium (70)	95	5,8	2,75	**400-460**
(IPS e.max CAD®)	Disilicate de lithium (70)	95	5,8	2,25	**360-400**
Au silicate de lithium et à la zircone					
(Celtra Duo®)	Silicate de lithium, Zircone (70)	100	-	2,25	210 à 370
(Suprinity®)	Silicate de lithium, Zircone (70)	100	-	2,25	350
POLYMER INFILTRATED CERAMIC NETWORK					
(Vita enamic®)	Céramique feldspathique (75)	**30**	1,7	1,3	159
CERAMIQUE POLYCRISTALLINE A BASE DE ZIRCONE					
1ere génération : 3Y-TZP	3mol% Y-TZP (> 99)	210	13,9	4	**1200**
2eme génération : 3Y-TZP	3mol% Y-TZP (> 99)	210		4	900-1300
3eme génération 4Y-PSZ	tetragonal/cubique Zirconia (>99)	210	13,4	3,5	600-1000
3eme génération 5Y-PSZ	tetragonal/cubique Zirconia (>99)	210	13,4	2,5	**400-800**
DENT					
Dentine	Hydroxyapatite (50)	**15-30**	0,6	3	207
Email	Hydroxyapatite (95)	84-94	3-5	1,5	180

Module d'élasticité : E (GPa) ; Dureté : H (GPa) ; Ténacité : T (MPa. m1/2) ; Résistance en flexion : σ (MPa)
Données compilées à partir des fabricants et des sources littéraires [61] [62] [63] [64] *(cf. Annexes 1, 2, 3)*

Source : Auteur, 2020.

[60] Zhang et Kelly.
[61] Zhang et Kelly.
[62] Jegou Saint-Jean, « Dental glasses and glass-ceramics ».
[63] Fron Chabouis et al., « CFAO : les matériaux accessibles. Partie 1, Matériaux usinables : les céramiques vitreuses ».
[64] Hian da Silva et al., « Dental ceramics : a review of new materials and processing methods ».

La zircone conventionnelle présente la ténacité et résistance les plus élevées cependant elle est sujette à d'autres formes de dégradation à long terme comme le vieillissement hydrique. Les céramiques feldspathiques sont les plus vulnérables, tandis que les vitrocéramiques comme le disilicate de lithium occupent une position intermédiaire. Cependant se pose la question des principes biomimétiques, qui voudraient que les propriétés des matériaux utilisés soient proches de celles de l'émail et de la dentine. Les matériaux hybrides semblent s'approcher le plus des valeurs obtenues par les constituants de la dent et représentent un matériau moins dur, moins rigide, moins fragile, présentant une meilleure flexion.

1.4.1.2 Zoom sur IPS e.max PRESS & IPS e.max CAD : Résistance en flexion et transluciduté.

Nous avons exposé différentes disparités (cf. figure 9 et 10) entre les deux matériaux IPS e.max PRESS & IPS e.max CAD. Le tableau 3, tout en corroborant les écarts de résistance dû à la méthode de mise en forme, souligne des différences au sein IPS e.max CAD en fonction de la translucidité.

Tableau 3 : Résistance à la flexion du disilicate de lithium pressé à chaud et usiné par CFAO : différérentes translucidités

Vitrocéramiques au disilicate de lithium	**σ (MPa)**
IPS E.max PRESS® HT MT LT MO	**344** ± 65,94 MPa
IPS E.max CAD® HT MT LT MO	**346** ± 35,14 **397** ± 62,61 **381** ± 42,02 **281** ± 47,94

Source : Auteur, d'après Hallmann, Ulmer, et Kern, « Effect of microstructure on the mechanical properties of lithium disilicate glass-ceramics », 2018.

Les résistances en flexion des disilicates de lithium pressés (IPS e.max PRESS) de différentes translucidités (HT, MT, LT, MO) ne présentent aucune différence significative avec une valeur moyenne de 344 ± 65,94 MPa. En revanche, les disilicates de lithium usinés (IPS e.max CAD) de différentes translucidités présentent des résistances en flexion différentes. Du plus résistant au moins résistant : MT > LT > HT > MO. **La résistance diminuée du bloc MO par rapport au lingotin MO s'explique par**

une microstructure différente.[65] Malgré ces nuances, tous ces matériaux sont indiqués pour la réalisation de restaurations périphériques unitaires (antérieures ou postérieures, monolithiques ou stratifiées).

1.4.1.3 Facteurs microstructuraux qui influencent les propriétés mécaniques des céramiques

Les propriétés mécaniques des matériaux céramiques sont déterminées par la microstructure sous-jacente (cf classification par microstructure).[66] Elles sont directement liées au nombre et à la taille des défauts issus de la mise en œuvre, du montage de la poudre de céramique, de la cuisson et des finitions.

- **Un taux de porosité** élevé affecte négativement les propriétés mécaniques des reconstitutions céramiques. Il est dépendant de la distribution granulométrique et amélioré par le compactage et la cuisson sous vide (Exemple : diminution de la porosité avec la mise en forme par CFAO en comparaison avec un procédé traditionnel, stratification ou pressée à chaud)
- L'élévation de la **température et de la durée de cuisson** entraînent une augmentation de la résistance. En revanche, au-delà d'un certain seuil, ou lors de la multiplication des cuissons, on assiste à une diminution des propriétés recherchées.
- **Les contraintes internes** qui résultent de différentiels de coefficient de dilatation thermique entre les différentes phases du matériau sont susceptibles de générer des défauts. Elles concernent notamment la céramique cosmétique et la céramique d'infrastructure et participent au phénomène d'écaillage.
- L**'état de surface** peut présenter des défauts qui interviennent dans l'apparition de microfissures. Il est aussi impliqué dans le phénomène d'usure de la dent antagoniste et des dents adjacentes.

Les céramiques d'émaillage sont généralement des porcelaines feldspathiques enrichies en leucite, pour augmenter la résistance mécanique et éviter l'apparition de contraintes en utilisant un matériau thermiquement compatible avec l'infrastructure en céramique.[67] La mise en forme des vitrocéramiques permet un contrôle de la densité, de la porosité et de la taille des grains. Ceci a permis d'avoir de très bonnes propriétés optiques mais aussi des propriétés mécaniques améliorées pour les vitrocéramiques au disilicate de lithium. Les propriétés mécaniques élevées de la zircone sont

[65] Hallmann, Ulmer, et Kern, « Effect of microstructure on the mechanical properties of lithium disilicate glass-ceramics ».
[66] Dejou, « Les céramiques ».
[67] Zhang et Kelly, « Dental ceramics for restoration and metal veneering ».

principalement régies par la taille des grains et par le durcissement par transformation de phase qui lui confère sa ténacité élevée. Les modifications de structures de la zircone translucide entraînent une diminution drastique de sa résistance. (cf. tableau 1)

1.4.2 Propriétés optiques (cf. tableau 4)

Tableau 4 : Propriétés optiques de différentes céramiques dentaires

Matériau	Propriétés optiques
CERAMIQUES FELDSPATHIQUES	
Classique et renforcée	Existent sous tous les formats de propriétés optiques Blocs monochromes ou **polychromes** pour la CFAO
VITROCERAMIQUES A LA LEUCITE	
IPS empress ESTHÉTIC®	**7** degrés de translucidité
IPS empress CAD®	**2** degrés de translucidité : Blocs monochromes ou **polychromes**
VITROCERAMIQUES AU DISILICATE DE LITHIUM	
IPS e.max PRESS®	**5** degrés de translucidité et une version Impulse (opalescence prononcée) - HT : haute translucidité, - MT : moyenne translucidité, - LT : basse translucidité - MO : moyenne opacité - HO : Haute opacité Lingotins monochromes ou **polychrome**s
IPS e.max CAD®	**4** degrés de translucidité (HT, MT, LT, MO) et une version Impulse Blocs monochromes uniquement ➔résultat très esthétique en antérieur plus difficile.
VITROCERAMIQUES AU SILICATE DE LITHIUM ET A LA ZIRCONE	
Celtra Duo®, Suprinity®	**2** degrés de translucidité (LT, HT) Blocs Suprinity® et Celtra Duo® **monochromes** uniquement ➔Résultat très esthétique en antérieur plus difficile
POLYMER INFILTRATED CERAMIC NETWORK	
Vita enamic®	**3** degrés de translucidité (T, HT, ST) Blocs monochromes et **polychromes** disponibles.
CERAMIQUES À BASE DE ZIRCONE	
Zircones 1ere génération	Faible translucidité, Pouvoir masquant important. *(A utiliser uniquement comme infrastructure)*
Zircones 2eme & 3eme génération Disques Multicouches KATANA®	**3** degrés de translucidité de zircones **multicouches** - Zircone multicouche haute translucidité *KATANA™ Zirconia HTML* (3Y-TZP) - Zircone multicouche super translucide *KATANA™ Zirconia STML* (4Y-PSZ) - Zircone multicouche ultra translucide *KATANA™ Zirconia UTML* **(**5Y-PSZ) *Translucidité de STML & UTML supérieures à HTML mais pas de différence significative de translucidité entre l'UTML et le STML.* [68]

Données compilées à partir des données fabricants et des sources littéraires [69] [70]

[68] Kolakarnprasert et al., « New multi-layered zirconias : composition, microstructure and translucency ».
[69] Fron Chabouis et al., « CFAO : les matériaux accessibles. Partie 1, Matériaux usinables : les céramiques vitreuses ».
[70] Kolakarnprasert et al., « New multi-layered zirconias : composition, microstructure and translucency ».

Source : Auteur, 2020.

Le comportement optique des systèmes céramiques est principalement basé sur la recherche de translucidité afin de favoriser une circulation de la lumière dans l'ensemble dent-restauration, la plus proche possible de celle de la dent naturelle.
La translucidité du système choisi sera en rapport avec le type de matériau utilisé, son épaisseur, son état de surface, la nature du matériau d'assemblage et enfin la nature du support sous-jacent.

1.4.2.1 Translucidité des matériaux céramiques

La translucidité définit les nuances que l'on rencontre entre l'opacité complète (ex. métal) et la transparence totale (ex. le verre). Selon Margossian et Al, on peut classer les systèmes céramiques en deux grandes catégories : les systèmes translucides et les systèmes semi-translucides.[71]

- Les **systèmes translucides** regroupent des matériaux qui ont une grande capacité à conduire la lumière au travers de la restauration et de la dent qui la supporte. On y retrouve ainsi toutes les céramiques vitreuses : Les céramiques feldspathiques, les vitrocéramiques enrichies en leucite, et les versions HT, MT et LT des vitrocéramiques enrichies en disilicate de lithium. Ils permettent d'obtenir un effet optique très proche de celui de la dent naturelle.
- Les **systèmes semi-translucides** regroupent des matériaux qui ont un pouvoir masquant du substrat par une diminution du niveau de translucidité. On y retrouve ainsi toutes les céramiques à base de zircone de première et deuxième génération mais aussi les versions MO et HO des vitrocéramiques enrichies en disilicate de lithium.

<u>Précisions sur les nouvelles céramiques à base de zircone</u>

La translucidité de la zircone monolithique (deuxième génération) a augmenté par rapport à la zircone conventionnelle, cependant elle n'est toujours pas comparable à celle du disilicate de lithium conventionnel à épaisseur égale.[72] De même, selon Kononasaki et al., à épaisseur égale, la troisième génération de céramiques en zircone présente une translucidité supérieure aux deux premières mais est toujours inférieure à celle des vitrocéramiques au disilicate de lithium. [73]

[71] Margossian et al., « Propriétés optiques des systèmes céramocéramiques : implications cliniques ».
[72] Kurt et Turhan Bal, « Effects of accelerated artificial aging on the translucency and color stability of monolithic ceramics with different surface treatments ».
[73] Kontonasaki et al., « Monolithic zirconia : an update to current knowledge : optical properties, wear, and clinical performance ».

Cas particulier des PICN :

La mise en forme du matériau implique une certaine opacité.[74] En effet l'infiltration d'une résine dans une préforme en céramique poreuse est significativement différente de l'infiltration d'un verre (en comparaison avec les céramiques infiltrées). Le retrait final du polymère après infiltration de la céramique est beaucoup plus important (de l'ordre de 5 %) que le retrait subi lors du refroidissement du verre d'infiltration (de l'ordre de 1 %).[75] Ce retrait important conduit à **une opacité** assez élevée en raison des lacunes développées à l'interface. Plusieurs éléments comme la sélection de la résine, et l'application d'une pression élevée ont permis de surmonter ces problèmes esthétiques en augmentant la translucidité du matériau. Néanmoins, enamic reste moins translucide que le système IPS e.max.[76]

1.4.2.2 Facteurs qui influencent les propriétés optiques des céramiques

- **L'épaisseur du matériau utilisé :** le comportement optique des céramiques varie en fonction de leur épaisseur. En général, plus l'épaisseur est faible, plus la translucidité d'une restauration en céramique est élevée. [77]Néanmoins, les céramiques translucides sont plus sensibles à ce phénomène que les semi-translucides. Par exemple des restaurations monolithiques en zircone de 3ème génération de 0,5 mm d'épaisseur peuvent présenter une translucidité similaire que les vitrocéramiques de disilicate de lithium très translucides, qui doivent avoir une épaisseur minimale cliniquement acceptable de 1 mm. [78]
- **L'état de surface** de la céramique fait varier la quantité et l'orientation de la lumière qui est réfléchie sur la surface de la restauration. Il existe trois principales finitions de surface des restaurations : l'émaillage ou le cut-back, le glaçage ou maquillage et le polissage mécanique.
- **Le matériau d'assemblage** dépend directement du système utilisé. L'influence de la couleur de l'agent d'assemblage sur le résultat global est estimée entre 10 % et 15 % pour les systèmes translucides. [79]
- **Le type de support dentaire sous-jacent** est le dernier facteur à pouvoir influencer la perception optique d'une restauration. En fonction du système utilisé et de son épaisseur, des effets masquant ou translucides seront obtenus.

[74] Hian da Silva et al., « Dental ceramics : a review of new materials and processing methods ».
[75] Hian da Silva et al.
[76] Hian da Silva et al.
[77] Hian da Silva et al.
[78] Kontonasaki et al., « Monolithic zirconia : an update to current knowledge : optical properties, wear, and clinical performance ».
[79] Margossian et al., « Propriétés optiques des systèmes céramocéramiques : implications cliniques ».

1.4.3 Biocompatibilité

Si certaines études ont montré que les céramiques n'étaient pas totalement inertes biologiquement, elles présentent des niveaux élevés de biocompatibilité.[80] Un de leur point fort est l'excellente qualité de la réponse des tissus mous.[81] In vitro, elles engendrent, une faible rétention de plaque, mais aussi l'adhésion et la prolifération de cellules épithéliales et de fibroblastes gingivaux. In vivo, ces matériaux n'engendrent pas de réactions inflammatoires et ils sont aptes à donner un aspect très naturel et sain des tissus mous. En plus de cette réaction tissulaire favorable, ces matériaux peuvent présenter un excellent état de surface générant une accumulation de plaque limitée.

Cas particulier des PICN :

En raison de leur composition **les PICN**, ne présentent pas les mêmes propriétés, cependant leur biocompatibilité est optimisée par deux caractéristiques [82] :

- Les monomères d'UDMA et de TEGDMA sont utilisés comme alternative au Bis-GMA.
- Le degré de conversion des monomères est maximisé par une mise en forme sous haute pression.

[83]Grenade C et al. ont étudié la biocompatibilité in vitro de Vita enamic avec des fibroblastes gingivaux humains en comparaison avec le titane, la zircone et la vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium. Les auteurs concluent que le titane et la zircone sont les plus biocompatibles. Vita enamic, malgré la présence de polymères, présente une biocompatibilité comparable à celle d'IPS e.max CAD envers les fibroblastes.

1.4.4 Propriétés d'usure

L'usure est un phénomène complexe influencé par différents facteurs tels que la contrainte induite par l'hôte, l'environnement (pH par exemple), et le matériau lui-même (état de surface, dureté, microstructure). On sait qu'il existe un problème permanent d'usure de l'émail causé par la pose de restauration céramique sur une dent antagoniste. Selon différentes études, les céramiques monolithiques, à base de zircone ou de disilicate de lithium, sont moins délétères pour la dent

[80] Cheylan et Archien, « Biocompatibilité des métaux, alliages et céramiques dentaires. »
[81] Zarone et al., « Current status on lithium disilicate and zirconia : a narrative review ».
[82] Fron Chabouis et Attal, « Les restaurations partielles postérieures esthétiques en 2014 : choix du matériau en méthode indirecte ».
[83] Grenade et al., « Biocompatibility of polymer-infiltrated-ceramic-network (PICN) materials with human gingival fibroblasts (HGFs) ».

antagoniste que ne peuvent l'être les céramiques feldspathiques de stratification.[84] De plus les trois générations de zircone qui ne présentent aucune différence significative présentent une usure antagoniste plus faible que la vitrocéramique.[85] On obtient ainsi, du plus abrasif au moins abrasif pour la dent antagoniste : **céramiques feldspathiques > vitrocéramiques > zircones**

A propos de l'état de surface du matériau, **un polissage rigoureux est préféré au glaçage** car il entraîne une usure antagoniste plus faible.[86] C'est pourquoi, lorsque cela n'est pas indispensable pour des raisons esthétiques, il faut éviter le glaçage des restaurations monolithiques sur les surfaces occlusales et proximales et se limiter uniquement aux zones esthétiquement pertinentes. Ces précautions doivent être retenues aussi bien lors de la confection des couronnes que lors des retouches occlusales en bouche.

Cas particulier des PICN :

Dans la littérature, l'usure provoquée par Vita enamic est globalement inférieure à celles des céramiques classiques.[87] On peut même supposer que les PICN évolueront favorablement avec l'occlusion car ils auront tendance à s'user eux-mêmes plutôt que d'user les dents antagonistes.

[84] Laplace, « Usure de l'émail opposé à des céramiques monolithiques en zircone et en disilicate de lithium : revue systématique de la littérature ».
[85] Zhang et al., « High-translucent yttria-stabilized zirconia ceramics are wear-resistant and antagonist-friendly ».
[86] Zarone et al., « Current status on lithium disilicate and zirconia : a narrative review ».
[87] Davarpanah, « Les matériaux CAD-CAM de type PICN (polymer-infiltrated ceramic network) : revue bibliographique de la littérature et applications cliniques ».

1.5 Tableau récapitulatif de présentation des céramiques principales.

Tableau 5 : Présentation des principales céramiques : récapitulatif

Matériau	**Mise en forme**	**CCC ou Monobloc** Infrastructure **(I)** Suprastructure **(S)** Monolithique **(M)**	**Indication Couronne** Ant **(A)** Post **(P)**	**Propriétés mécaniques** Résistance **σ** (MPa) Ténacité **T** (MPa. m1/2)		**Propriétés optiques** Translucidité **(T)** Pvr masquant **(O)**	**Usure**	**Adhésion *** **Liaison Micromécanique + Liaison chimique**
CERAMIQUES FELDSPATHIQUES								
Classique et renforcée	Stratification Pressée CFAO	S	-	σ : 100 à 150	T: 1,2 – 1,5	T ++++	+++++	Mordançage 60 sec + Silane
VITROCERAMIQUES								
A la leucite								
IPS Empress Shades®	Stratification	S	-	-	-	T ++++	++++	Mordançage 60 sec
IPS Empress Esthetic®	Pressée	S / M	A	σ:160	T: 1,3	T ++++	++++	+ Silane
IPS Empress CAD®	CFAO	S /M	A	σ:160	T: 1,3	T +++	++++	
Au disilicate de lithium								
IPS E.max Press®	Pressée	I / M	A /P	σ: 400-460	T: 2,75	T +++ / O ++	+++	Mordançage 20 sec
IPS E.max CAD®	CFAO	I / M	A /P	σ: 360-400	T: 2,25	T ++ / O +	+++	+ Silane
Au silicate de lithium et à la zircone								
Celtra Duo®	CFAO	I/M	A/P	σ : 210 à 370	T: 2,25	T +++	+++	Mordançage 30 sec + Silane
Suprinity®	CFAO	I/M	A/P	σ : 350	T: 2,25	T +++	+++	Mordançage 20 sec + Silane
PICN								
(Vita Enamic®)	CFAO	M	P	σ: 159	T: 1,3	T ++	+	Mordançage 60 sec + Silane
CERAMIQUE POLYCRISTALLINE A BASE DE ZIRCONE								
1ere génération : 3Y-TZP	CFAO	I	A/P	σ: 1200	T: 4	O +++	+	Sablage doux :
2eme génération : 3Y-TZP	CFAO	M	P	σ: 900-1300	T : 4	T +	+	0,5 à 2 bars ; 30 à 50 µ
3eme génération : 4Y-PSZ	CFAO	M	**A**/P	σ: 600-1000	T: 3,5	T ++	+	+ Primer avec monomère
3eme génération : 5Y-PSZ	CFAO	M	**A**/P	σ: 400-800	T: 2,5	T ++	+	fonctionnel (**MDP)**

* Le mordançage est réalisé à l'aide d'acide fluorhydrique (HF) et le sablage avec des particules d'oxyde d'alumine.

Source : Auteur, 2020.

2 : Critères de sélection : analyse de la situation

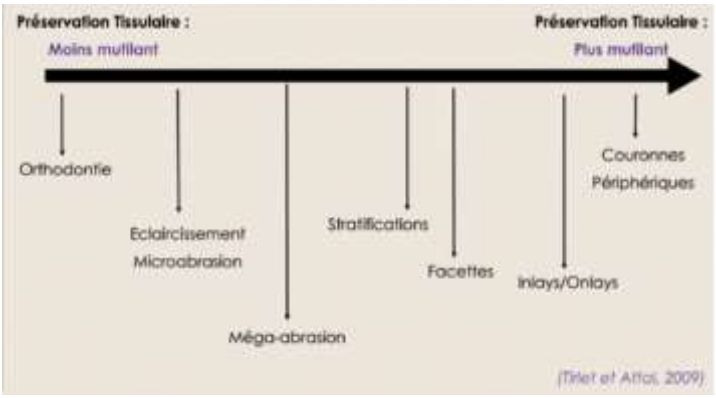
2.1 Indication limitée de la couronne périphérique dento-portée

La prothèse conjointe a connu ces dernières années, une réelle évolution avec un changement fort de pensée, tant au sujet des indications thérapeutiques, que des biomatériaux utilisés, et que des modes d'assemblage sélectionnés.[88] Les concepts mécanistes délabrant guidant la réalisation de restaurations périphériques traditionnelles sont abandonnés au profit de la préservation tissulaire et de l'adhésion.[89] C'est pourquoi, dans l'esprit de la dentisterie contemporaine, l'indication de couronnes périphérique est aujourd'hui limitée :

- A la correction de volume ou de perte de substance importante ne permettant pas un collage de qualité.
- Au remplacement d'anciennes couronnes défectueuses.

Il convient par conséquent de garder à l'esprit que, si la couronne fait partie de nos approches thérapeutiques possibles, elle n'est envisagée que très rarement en première indication, au profit des restaurations partielles (cf. figure 15).

Figure 15 : Quelle place pour la couronne périphérique selon le gradient thérapeutique ?



Source : Attal et Tirlet, « Le gradient thérapeutique : un concept médical pour les traitements esthétiques », 2009.

[88] Belser, « Changement de paradigmes en prothèse conjointe ».
[89] Attal et Tirlet, « Le gradient thérapeutique : un concept médical pour les traitements esthétiques ».

2.2 Classification des zones orales pour déterminer les enjeux majeurs

En vue des nombreuses options disponibles pour la réalisation de couronnes tout céramique, classer les zones de la cavité buccale peut aider le praticien à déterminer les enjeux majeurs.
On peut considérer deux zones : la zone esthétique et la zone fonctionnelle.
Plus d'importance peut être donné à l'aspect esthétique ou aux propriétés mécaniques de la restauration en fonction de la région concernée et de la situation.

2.2.1 La zone esthétique : facteur psycho social essentiel

La zone dite esthétique comprend principalement les dents du secteur antérieur, bien que les considérations qui s'y appliquent puissent s'étendre jusqu'à la première molaire, en fonction de la ligne du sourire, de la musculature faciale et des attentes du patient.[90]

Dans *Éthique et infini*, Emmanuel Levinas, démontre que l'expérience d'autrui se fait par le visage.[91] « Autrui est visage ». Il souligne que dans nôtre société occidentale, les seules parties du corps que nous laissons nues sont les mains et le visage. Les mains qui permettent de s'emparer et de s'approprier le monde enferment l'individu dans un égoïsme fondamental. En revanche le visage de l'autre « découvert », « vulnérable », transcende le sujet dans son égo et fait naitre chez lui un sentiment de responsabilité, une obligation de réponse. « Visage et discours sont liés. Le visage parle. Il parle, en ceci que c'est lui qui rend possible et commence tout discours. »[92] Toutefois, les éléments constitutifs du visage qui nous permettent d'échanger sans même parler sont le regard et le sourire. Par l'un ou l'autre, autrui m'interpelle, me détourne de mon égo pour le considérer et lui répondre à mon tour par un regard ou un sourire. Cette responsabilité à l'égard d'autrui permet **l'accueil de l'altérité** et constitue le fondement de notre humanisme. Assurément, l'être humain est profondément social et est pensé pour vivre en interaction avec l'autre.

L'Organisation mondiale de la santé (OMS) accompagne la vision de Levinas et introduit en 1993 le concept des **compétences psychosociales**. Indispensables à toute vie en société, ces compétences sociales, cognitives et émotionnelles étroitement liées à l'estime de soi sont définies comme « la

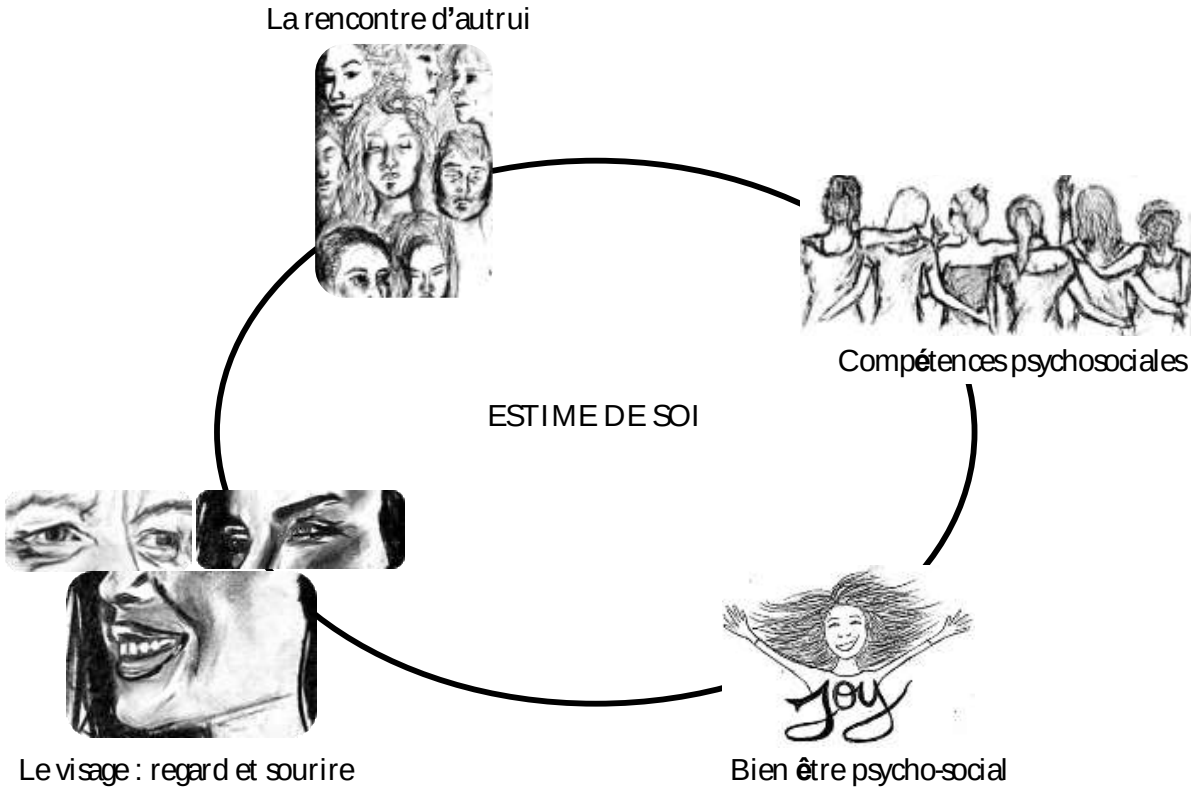
[90] Vallée et al., « Selection guidelines for all-ceramic restorations ».
[91] Levinas, *Ethique et infini : dialogues avec Philippe Nemo*.
[92] Levinas.

capacité d'une personne à maintenir un état de bien-être, lui permettant de répondre aux exigences et aux épreuves de la vie quotidienne. »[93] Elles sont reconnues comme un déterminant clé du bien-être et de la santé globale positive (physique, psychique et sociale).

Un patient, satisfait de son esthétique dentaire, fait volontiers usage de son sourire et, acquiert différents bienfaits tels que la hausse de l'estime de soi, une meilleure gestion des émotions, ou la régulation de certaines hormones associées au stress et au bien-être.[94] Ce patient favorise certainement l'échange avec autrui, renforce ses compétences psychosociales, et facilite son intégration en société pour améliorer sa qualité de vie (cf.figure 16).

La réhabilitation esthétique doit être prise en charge de manière systématique et personnalisée à l'aide d'une analyse des caractéristiques esthétiques et de la réalisation d'un projet esthétique global.

Figure 16 : Cercle vertueux : le sourire dans la société, estime de soi, ouverture à l'altérité, vecteur de bien être psycho-social



[93] Lamboy et Luis, « Les compétences psychosociales : définition et état des connaissances ».
[94] Levasseur-Tonolini, « Le sourire dans la société : vecteur de bien-être psycho-social. »

Source : Auteur, 2020.

2.2.2 Zone fonctionnelle : résistance mécanique

La zone fonctionnelle concerne principalement les prémolaires et les molaires et, parfois, le secteur antérieur, selon la dentition du patient. [95] Les prémolaires maxillaires appartiennent généralement aux deux zones (esthétiques et fonctionnelles) car elles sont, selon la largeur du sourire, souvent visibles.
Les forces générées par le guidage antérieur et les excursions latérales sont généralement inférieures aux forces de charge occlusale du secteur postérieur.
Lors de restaurations indirectes dans la zone fonctionnelle, l'examen clinique doit absolument tenir compte des contraintes mécaniques et des forces occlusales présentes. Seront de ce fait appréciés : la nature de la dent à restaurer et son antagoniste, la proximité de l'articulation temporo-mandibulaire (on suppose, que plus une dent est proche de l'articulation plus elle subira des forces importantes), l'éventuelle présence d'édentement ou de parafonctions, et la nature du schéma occlusal.

2.3 A la recherche du biomimétisme

Cette nouvelle vision de la prothèse conjointe fondée sur la préservation tissulaire et l'adhésion s'inscrit dans un concept caractéristique de la dentisterie contemporaine, appelé « Biomimétique » ou « Bioémulation » et décrit par Magne et Belser en 2003. L'objectif étant d'obtenir une intégration optimale de la restauration à la fois biologique, biomécanique, fonctionnelle et esthétique, mimant au plus proche le comportement physiologique de la dent naturelle.
Selon P. Magne, trois attitudes intimement liées permettent de résumer le concept biomimétique :

(1) Observer la dent naturelle par sa biologie, sa fonction, son comportement mécanique et ses propriétés optiques : analyse du « puzzle physiologique » de Magne et Besner. [96]
(2) Respecter la dent naturelle : en choisissant la thérapeutique la moins invasive et en appliquant le principe de préservation tissulaire lors de la préparation.
(3) Copier la dent naturelle : grâce à l'adhésion et aux biomatériaux actuels.

Par conséquent dans la réalisation d'une couronne tout céramique, une analyse rigoureuse de la situation clinique, (1) et (2), doit être établie avant de choisir les biomatériaux adéquats à la

[95] Vallée et al., « Selection guidelines for all-ceramic restorations ».
[96] Magne et Belser, *Restaurations adhésives en céramique sur dents antérieures : approche biomimétique*.

restauration (3). Ces derniers doivent répondre aux éxigences **biologiques**, **mécaniques**, **fonctionnelles** et **esthétiques** de la situation.

Nous l'avons vu précédemment, il n'existe aucun système tout-céramique unique pour toutes les situations cliniques. Seulement, une fois que la couronne tout céramique a été indiquée le praticien doit décider du système à utiliser (matériau et procédé de mise en œuvre) et le succès d'un traitement prothétique, repose entre autres sur le choix « correct » du matériau de restauration. Naturellement, ce choix peut être influencé par des facteurs subjectifs tels que le désir du patient, les préférences ou habitudes du dentiste ou du prothésiste. Toutefois, ces éléments peuvent engendrer une sélection « peu appropriée » des matériaux.

Pour éviter de s'égarer, et afin de privilégier une analyse objective systématique de la situation, nous allons tenter de décrire les différents facteurs clinique à analyser afin de sélectionner les biomatériaux et modes d'assemblages idéaux lors de la confection d'une restauration périphérique tout céramique.

2.3.1 Facteurs mécaniques guidant la sélection

Les facteurs mécaniques déterminants dans la sélection des matériaux sont, la nature et le volume de substrat restant, et l'espace prothétique disponible.

- **Nature et volume de substrat restant.**

Il est important d'évaluer le substrat auquel le matériau sera scellé ou collé. Il nous donne des indications sur la résistance de la dent pilier. Quelle est la nature des tissus, leur qualité, leur proportion ? On analyse par exemple :

- La quantité et qualité d'émail restant sur la dent et sa proportion qui sera liée à la restauration.
- La quantité et qualité de la dentine restant sur la dent (dentine tertiaire, sclérotique ou naturelle) et sa proportion qui sera liée à la restauration.
- La présence ou non d'un matériau de restauration constitutif du pilier (composite, alliage)

Toutes ces renseignements nous informent sur la fragilité ou non de cette dent pilier, de la future nécessité ou non de la protéger avec un matériau ou de la renforcer avec un collage si les conditions sont favorables. Il est entendu que :

- L'émail assure une part importante de la rigidité et de la résistance de la dent.
- L'émail constitue le substrat idéal pour le collage. L'adhésion aux surfaces en alliage ou aux substrats composites est moins prévisible compte tenu de la flexibilité de ces substrats par rapport à l'émail.

- Lorsque les forces occlusales sont importantes et si on envisage une adhésion, la nature mécanique du substrat sur lequel est collé la céramique joue un rôle important. Plus le rapport module d'élasticité céramique / module d'élasticité substrat est faible, meilleure est la résistance à la fracture. Ce rapport peut être évalué grâce aux données présentées dans le tableau 6.

Tableau 6 : Module d'élasticité de différents substrats et matériaux de restauration

Module d'élasticité **E (GPa)**	
Substrat	Restauration
Composite : 12 Dentine : 15-30 Email : 84-94 Alliage précieux : 100 Alliage Non précieux : 150 – 220	PICN : 30 Céramique feldspathique : 60 - 80 Vitrocéramique enrichie à la leucite : 62 Vitrocéramique enrichie au disilicate de lithium : 95 Céramique polycristalline à base de zircone : 210

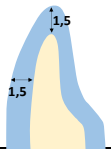
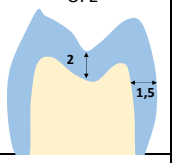
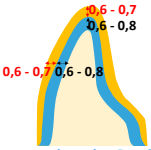
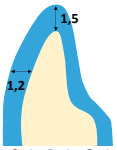
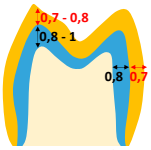
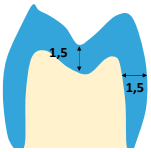
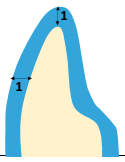
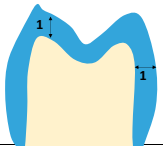
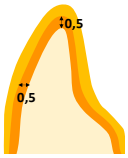
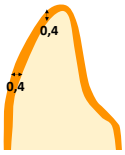
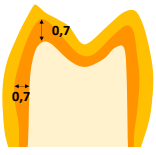
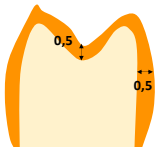
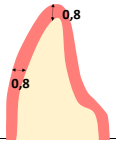
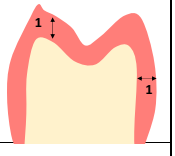
Source : Auteur, 2020.

- **Espace prothétique disponible**

Chaque céramique a des exigences de préparation spécifiques et de ce fait, une épaisseur minimale (cf. tableau 7) est nécessaire pour attribuer au matériau ses propriétés mécaniques caractéristiques (cf. tableau 2)**.**

Les épaisseurs minimales nécessaires pour la réalisation de couronne monolithique varient de 0,4 à 2 mm. On peut classer par ordre croissant : La zircone opaque < les PICN < la zircone translucide < le discilicate de lithium < la leucite. Pour les restaurations stratifiées, l'épaisseur minimale necessaire est d'environ 1,5 mm que l'infrastructure soit réalisée en zircone ou en disilicate de lithium. On note que, pourtant du même ordre, les épaisseurs en stratifié pour e.max CAD sont plus importantes que pour e.max PRESS.

Tableau 7 : Couronnes périphériques : tableau indicatif des épaisseurs minimales de céramiques (en mm) permettant d'assurer leurs propriétés mécaniques propres

CERAMIQUE	EPAISSEURE MINIMALE					
	COURONNE ANTERIEURE			COURONNE POSTERIEURE		
	Infrastructure	Cosmétique	**Monolithique**	Infrastructure	Cosmétique	**Monolithique**
CERAMIQUES FELDSPATHIQUES	-	0,6 à 2		-	0,6 à 2	
VITROCERAMIQUES A LA LEUCITE		0,5 à 2	C. 1 P. 1,5 O. 2		**C-I**	C. 1 P. 1,5 O. 2
IPS Empress ESTHÉTIC® / CAD®	-			-		
VITROCERAMIQUES AU DISILICATE DE LITHIUM						
IPS Emax PRESS®	C. 0,6 P. **0,6** O. **0,8**	C. 0,6 P. **0,6** O. **0,6**	C. 1 P. 1,2 O. 1,5	C. 0,8 P. **0,8** O. **0,8**	C. 0,7 P. **0,7** O. **0,7**	C. 1 P. 1,5 O. 1,5
IPS Emax CAD®	C. 0,8 P. **0,8** O. **0,8**	C. 0,7 P. **0,7** O. **0,7**	C. 1 P. 1,2 O. 1,5	* C. 0,8 P. **0,8** O. **1**	* C. 0,7 P. **0,7** O. **0,8**	C. 1 P. 1,5 O. 1,5
	 *Pressée* P.1,2 O.1,2 *Usinée* P.1,5 O.1,5			 *Pressée* P.1,5 O.1,5 *Usinée* P.1,5 O.1,8		
Couronne monolithique peu invasive Possible en ANT et POST : C. 1 ; P. 1 ; O. 1. Si conditions optimales + **Collage obligatoire**						
POLYMER INFILTRATED NETWORK						
Vita Enamic®			-			C. 0,8 P. 0,8 O. 1
POLYCRISTALLINE À BASE DE ZIRCONE						
ZIRCONE opaque (3Y-TZP) *Disques Multi-Couches KATANA® HTML*	C. 0,5 P. 0,5 O. 0,5		C. 0,4 P. 0,4 O. 0,4	C. 0,7 P. 0,7 O. 0,7		C. 0,5 P. 0,5 O. 0,5
						
Épaisseur cosmétique entre 0,8 et 1 mm selon le fabricant						
ZIRCONE *translucide* (4Y-PSZ ou 5Y-PSZ) *Disques Multi-Couches KATANA® STML et UTML*	C. 0,8 P. 0,8 O. 0,8		C. 0,8 P. 0,8 O. 0,8	C. 1 P. 1 O. 1		C. 1 P. 1 O. 1
						

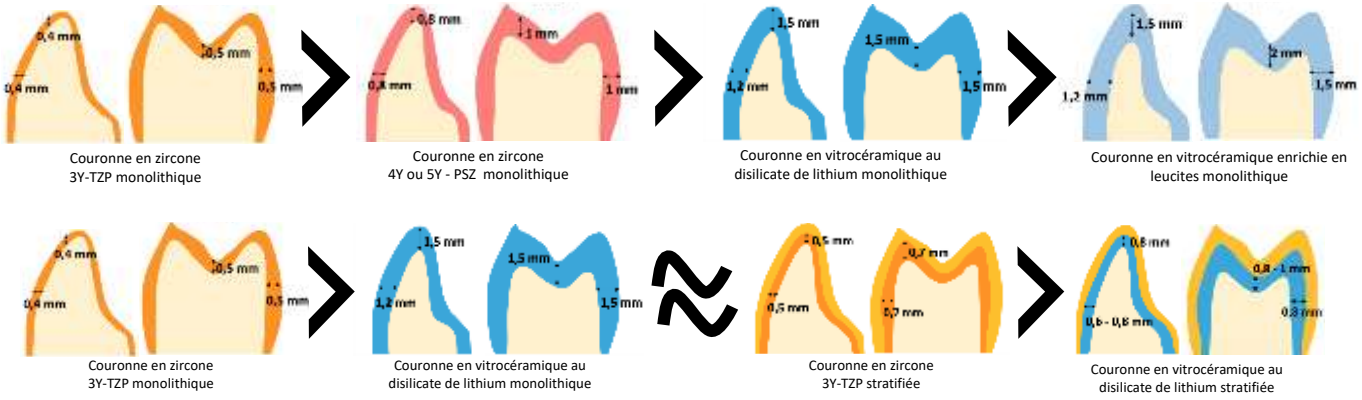
C : Épaisseur Cervicale ; P : Épaisseur Périphérique ; O : Épaisseur Occlusale en mm
** IPS Emax CAD® Couronne stratifiée pour PM. Couronne stratifiée niveau molaire contre-indiquée*

A partir des données fabricants.

Source : Auteur, 2020.

Les couronnes monolithiques offrent une meilleure résistance que les couronnes stratifiées.
Leur résistance est fonction des propriétés intrinsèques des matériaux utilisés et des épaisseurs respectées. En revanche, l'émaillage des céramiques semble, engendrer une diminution de la résistance mécanique.[97] Ceci peut être dû au matériau utilisé pour la cosmétique, à la technique d'émaillage utilisée, ou à la qualité de l'interface infrastructure suprastructure (cf partie : 1.2.2.1).
En respectant l'épaisseur minimale spécifique des matériaux, on peut classer leur résistance par ordre décroissant (cf. figure 17).

Figure 17 : Résistance mécanique décroissante de couronnes monolithiques et stratifiées selon le matériau utilisé



Source : Auteur, d'après Regin et Mahdhaoui, « Les couronnes tout céramique. Partie 2, Quel choix dans le secteur postérieur ? », 2020.

NB : Les céramiques à base de zircone sont actuellement composées de différentes formes d'oxyde de zirconium : Il s'agit d'une combinaison entre polycristal d'yttrium-tétragonal-zircone (3Y-TZP) et zirconium partiellement stabilisé (4Y-PSZ, 5Y-PSZ). Pour la zircone opaque la forme 3Y-TZP est majoritaire, alors que pour les zircones translucides, les formes 4Y-PSZ et 5Y-PSZ sont majoritaires. (cf. Annexes 4 et 5).

[97] Regin et Mahdhaoui, « Les couronnes tout céramique. Partie 2, Quel choix dans le secteur postérieur ? »

2.3.2 Facteurs esthétiques guidant la sélection

Les facteurs esthétiques guidant la sélection des matériaux sont les suivants [98] :

- La luminosité et translucidité des dents voisines.
- Le degré de décoloration de la dent pilier
- L'espace prothétique disponible

✦ **Translucidité et luminosité des dents voisines**

Pour avoir une bonne intégration esthétique, les matériaux de restauration doivent présenter des propriétés optiques proches de celles des tissus dentaires voisins. La première évaluation se fait alors sur des critères visuels. On cherche à déterminer spécifiquement la l**uminosité** et la **translucidité** des dents adjacentes et antagonistes (cf. tableau 8). Le praticien peut s'aider d'appareils spécifiques de mesure et d'analyse de la couleur (ex : spectrophotomètre).

Tableau 8 : Couleur et « choix de la teinte » : paramètres fondamentaux et complémentaires

Paramètres fondamentaux de la couleur	Paramètres complémentaires de la couleur
- **Luminosité** - Saturation - Teinte	- **Opacité et translucidité** - Fluorescence - Opalescence - Effet nacré - État de surface

Source Auteur, d'après Incau, Pia, et Pivet, « Couleur et choix de la teinte en odontologie », 2014.

- La luminosité, correspond à la quantité de blanc ajoutée à une teinte de base, ou la quantité de lumière qu'elle réfléchit (cf. figure 18). [99]
- L'opacité et la translucidité sont des propriétés qui caractérisent un corps capable d'empêcher ou de permettre le passage de la lumière (cf. figure 19). [100]

Plus la translucidité augment et plus la luminosité diminue car une importante partie de lumière pénètre dans la dent.

[98] Fehmer et al., « Criteria for the selection of restoration materials ».
[99] Incau, Pia, et Pivet, « Couleur et choix de la teinte en odontologie ».
[100] Incau, Pia, et Pivet.

Figure 18 : La luminosité s'apprécie facilement en retirant la chromaticité des couleurs



La dent 11 est moins lumineuse que la dent 21.

Source : Incau, Pia, et Pivet. « Couleur et choix de la teinte en odontologie », 2014.

Figure 19 : Classification de la translucidité selon Yamamoto (1985)



A : translucidité répartie sur l'ensemble de la face vestibulaire.
B : translucidité localisée dans les régions incisales, sous forme de bandes.
C : translucidité localisée dans les régions incisales et sur les faces proximales.

Source : Incau, Pia, et Pivet. « Couleur et choix de la teinte en odontologie », 2014.

Dans un contexte clinique, la couleur "blanche" associée à une dent lumineuse représente une dent assez claire et plutôt opaque. En revanche, la couleur "noir" associée à une dent plus sombre, a souvent un aspect plus gris et translucide.

Si les dents de référence présentent une translucidité élevée (grande transmission de lumière), ou une faible luminosité on privilégiera les matériaux translucides, tels que les céramiques vitreuses (vitrocéramiques enrichies en leucite, et les versions HT, MT et LT des vitrocéramiques enrichies en disilicate de lithium). Cet effet peut être amplifié par l'utilisation de céramiques de recouvrement translucides (ex : feldspathiques, vitrocéramiques enrichies en fluoroapatite).

Inversement, si les dents de référence présentent un caractère opaque (avec une faible transmission de lumière), ou une luminosité conséquente on privilégiera les matériaux semi-translucides voir

opaques tels que les céramiques à base de zircone mais aussi les versions MO et HO des vitrocéramiques enrichies en disilicate de lithium. Ces matériaux peuvent être utilisés comme infrastructure en combinaison avec une céramique de recouvrement plus translucide pour un résultat d'avantage esthétique.

- **Degré de coloration de la dent pilier (nécessité d'un pouvoir masquant ou non)**

L'étape suivante est d'évaluer la couleur de la dent pilier, et son effet sur le matériau de reconstruction. On distingue trois aspects caractéristiques (cf. tableau 9) :

Tableau 9 : Aspect de la dent pilier

	ASPECT DENT PILIER	EFFET RECHERCHÉ	EXEMPLE
A	**Non colorée, homogène.**	**Transmission de lumière**	
B	**Légèrement à modérément colorée.**	**Pouvoir masquant légé à modéré**	 
C	**Fortement colorée, avec présence de métaux.**	**Pouvoir masquant important**	  

Source : Auteur, d'après Fehmer, Hammerle, Muhlemann, et Sailer, « Criteria for the selection of restoration materials » 2014.

Selon la situation, nous chercherons soit à masquer la dent pilier soit à exploiter sa luminosité.
Pour une dent non colorée avec un aspect homogène, on s'efforcera d'exploiter la luminosité présente en utilisant une céramique translucide (zircone ou vitrocéramique selon l'espace disponible).
A l'inverse, le masquage d'un support modérément à sévèrement coloré est principalement assuré par une infrastructure plus ou moins opaque, en zircone 3Y-TZP ou en vitrocéramique MO ou HO selon l'importance de la décoloration et l'espace disponible. La céramique d'émaillage, manifestement plus translucide favorisera l'obtention d'une reconstruction plus esthétique.
NB : Lorsqu'une dent pilier est colorée, le praticien détermine et communique la teinte de la préparation au prothésiste grâce à un teintier de moignon (cf. figure 20). Le prothésiste utilise alors un matériau photopolymérisable pour fabriquer un die imitant la dent du patient. Il peut ainsi simuler la teinte de la préparation pour travailler au mieux la restauration.

Figure 20 : Teintier de moignon (IPS Natural Die Material d'Ivoclar Vivadent) permettant de relever la couleur d'un moignon dentaire dyschromié



Source : Incau, Pia, Pivet. « Couleur et choix de la teinte en odontologie », 2014.

- **L'espace prothétique disponible**

Si l'analyse de la dent pilier nous indique quel est l'effet souhaité, l'espace disponible nous guide dans nos possibilités de réalisation. Par exemple, la capacité de masquage des céramiques dépend de l'opacité des matériaux choisis mais aussi d'une épaisseur minimale. (cf tableau 10)
Par ailleurs, lors de la réalisation de restauration stratifiée le masquage du support est principalement assuré par l'infrastructure. Cependant l'infrastructure doit à son tour être masquée afin que l'ensemble infrastructure-cosmétique puisse retrouver teinte, luminosité, et translucidité proche des dents voisines, et ceci peut exiger, dans certains cas, une épaisseur non négligeable (cf. figure 21). Le choix du matériau est donc crucial mais dépend également de l'espace disponible.
NB : Un éclaircissement antérieur à la réalisation de la prothèse peut être une solution pour réduire l'épaisseur de céramique nécessaire. Un écart de teinte moins important devra être rattrapé.

Tableau 10 : Infrastructure, exemple d'épaisseur minimale nécessaire pour masquer un support coloré

IPS e.max PRESS HO	**Zircone 3Y-TZP**	**Zircone 4Y-PSZ ou 5Y-PSZ**
Support métallique : **0,8 mm**	Support composite (teinte A1 à A3,5) : **0,4 mm** Support amalgame : **0,6 mm** Support métallique en nickel-chrome : **0,8 mm**	Support dyschromiée (Teinte A4) : **0,9 mm**

Source : Auteur, d'après Mahdhaoui et Regin, « Les couronnes tout céramique. Partie 2, Quel choix dans le secteur postérieur ? », 2020.

Figure 21 : Épaisseur conséquente nécessaire pour masquer un pilier et son infrastructure

Masquer un inlay core avec de l'e.max PRESS HO



Inlay core à masquer *Infrastructure HO à masquer* *Mise en place des colorants qui nécessitent de la place*

a b c

Différents types d'e.max PRESS
- *HT : haute translucidité*
- *MT : moyenne translucidité*
- *LT : basse translucidité*
- *MO : moyenne opacité*
- ***HO : Haute opacité***

Pour masquer un inlay core, on peut utiliser de l'e.max PRESS HO qui est blanc (a)
Il faut par la suite rajouter une nouvelle couche d'e.max avec de meilleures propriétés optiques et qui contient des liners (colorants). (c)
Cependant, une épaisseur suffisante et parfois conséquente est nécessaire pour cette technique

Source : Auteur, d'après H. et D.Crescenzo, 2020.

2.3.3 Espace prothétique disponible : exigences esthétiques et mécaniques

L'espace prothétique disponible est donc un critère de choix primordial inhérent aux éxigences mécaniques et esthétiques de la reconstruction envisagée.

2.3.3.1 Espace prothétique : restaurations monolitiques ou stratifiées

L'espace prothétique peut être jugé « **faible »**, « **Intermédiaire** » ou « **suffisant** » :

- **Espace disponible faible : ≤ 1 mm**

Les options de reconstruction sont limitées par l'espace prothétique disponible. On privilégiera les restaurations monolithiques à base de zircone sauf dans des situations idéales d'occlusion et d'étanchéité où on pourra envisager la vitrocéramique au disilicate de lithium. (cf. tableau 11)

- **Espace disponible intermédiaire** : **1 < Espace disponible ≤ 1,5 mm**

Malgré un espace prothétique encore limitatif, les alternatives thérapeutiques sont nombreuses. Une analyse éclairée de la situation nous aidera à sélectionner les matériaux appropriés. (cf. tableau 12)

- **Espace disponible suffisant : > 1,5 mm ; > 2 mm**

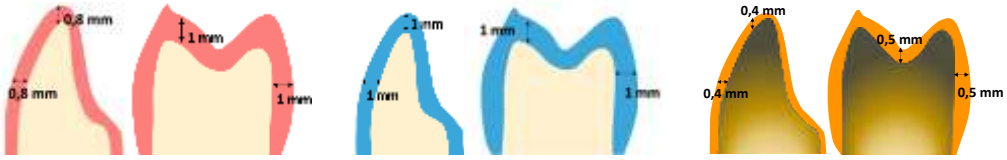
Ici, l'espace prothétique n'est plus un critère de choix pour la sélection des matériaux et de la technique. Les autres contraintes mécaniques, fonctionnelles, biologique et les exigences esthétiques guideront le praticien dans sa sélection. (cf. tableau 13)

Tableau 11 : Alternatives thérapeutiques : espace prothétique faible : ≤ 1 mm

<table>
<tr><td colspan="2">ESPACE DISPONIBLE FAIBLE - Inférieur ou égale à 1 mm</td></tr>
<tr><td>ZONE ESTHÉTIQUE

Paramètre principal :
Nature et couleur du support.</td><td>Support pas ou peu coloré
- Monolithique : Zircone translucide (a)
- * Monolithique : Vitrocéramique au disilicate de lithium (b)

Support très coloré ou métallique
- Monolithique : Zircone Opaque (c)
- * Monolithique : Vitrocéramique au disilicate de lithium <u>version MO</u> (b)



(a) (b) (c)

* Réalisable uniquement dans des conditions occlusales idéales / Collage obligatoire</td></tr>
<tr><td>ZONE FONCTIONNELLE

Paramètre principal :
Résistance mécanique
(Quitte à compromettre le résultat esthétique)</td><td>Contraintes occlusales importantes
- Monolithique : Zircone Opaque (a)
- Monolithique : PICN enamic (b)



(a) (b)</td></tr>
<tr><td colspan="2">Zircone opaque 3Y-TZP
Zircone translucide (4Y-PSZ ou 5Y-PSZ)
Vitrocéramique au disilicate de lithium
PICN - enamic

Du moins esthétique au plus esthétique

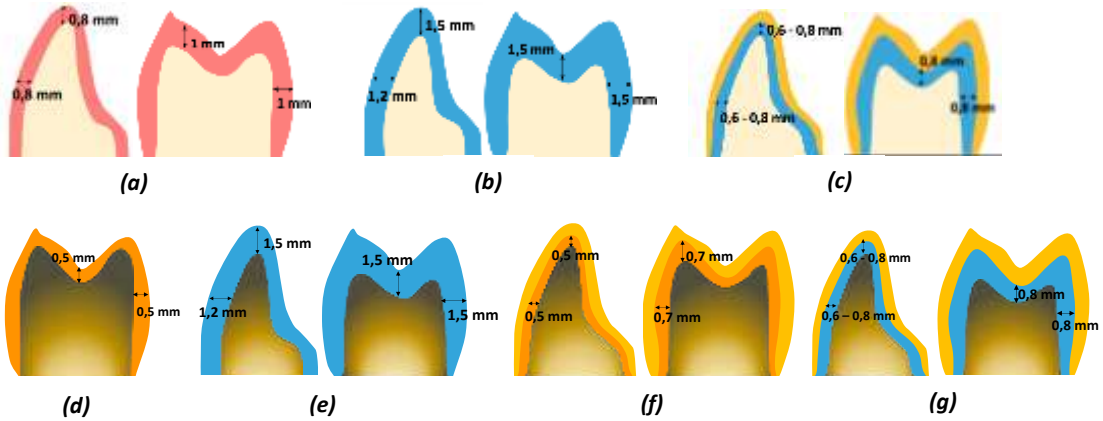
Du moins résistant au plus résistant</td></tr>
</table>

Source : Auteur, 2020.

Tableau 12 : Alternatives thérapeutiques : 1 mm < Espace prothétique intermédiaire ≤ 1,5 mm

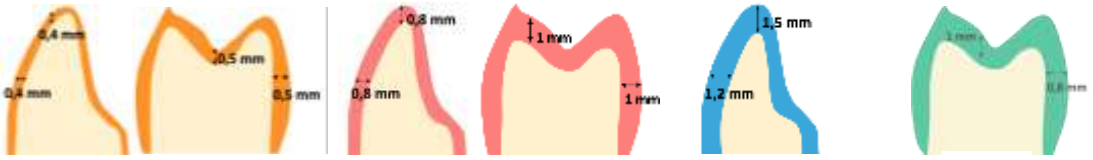
<table>
<tr><th colspan="2">ESPACE DISPONIBLE INTERMEDIAIRE - Compris entre 1 mm et 1,5 mm</th></tr>
<tr><td>ZONE ESTHÉTIQUE

Paramètre principal : Nature et couleur du support.</td><td>
Support pas ou peu coloré
- Monolithique : Zircone translucide (a)
- Monolithique : Vitrocéramique au disilicate de lithium version HT ou LT (b)
- * Stratifiée : Infrastructure en Vitrocéramique au disilicate de lithium version HT ou LT (c)

Support très coloré ou métallique
- Monolithique : Zircone Opaque (d)
- Monolithique : Vitrocéramique au disilicate de lithium version MO (e)
- Stratifiée : Infrastructure en Zircone opaque (f)
- * Stratifiée : Infrastructure en Vitrocéramique au disilicate de lithium <u>version MO ou HO</u> (g)


(a) (b) (c)
(d) (e) (f) (g)

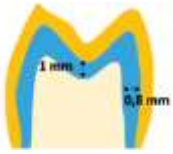
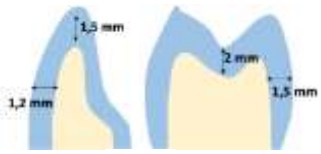
* Secteur antérieure : Pressée (P.1,2 mm O.1,2 mm) Ou Usinée (P.1,5 mm O.1,5 mm)
Secteur postérieur : Pressée uniquement (P. 1,5 mm O.1,5 mm)
</td></tr>
<tr><td>ZONE FONCTIONNELLE

Paramètre principal : Résistance mécanique (Quitte à compromettre le résultat esthétique)</td><td>
Contraintes occlusales importantes
- Monolithique : Zircone Opaque (a)
- Monolithique : Zircone Translucide (b)
- Monolithique : Vitrocéramique au disilicate de lithium (c)
- Monolithique : PICN enamic (d)


(a) (b) (c) (d)
</td></tr>
<tr><td colspan="2">
Zircone opaque (3Y-TZP)
Zircone Translucide (4Y-PSZ ou 5Y-PSZ)
Vitrocéramique au disilicate de lithium
PICN - enamic
Cosmétique
Du moins esthétique au plus esthétique
Du moins résistant au plus résistant
</td></tr>
</table>

Source : Auteur, 2020.

Tableau 13 : Alternatives thérapeutiques : espace prothétique suffisant > 1,5 - 2 mm

ESPACE DISPONIBLE SUFFISANT - Au-delà de 1,5 voire 2 mm
Les possibilités sont **nombreuses** : On retrouve les mêmes possibilités que dans le tableau 12 avec en plus : ✦ La possibilité de réaliser des couronnes stratifiées avec une infrastructure en vitrocéramique au disilicate de lithium **usinée** *(IPS e.max CAD®)* ***(a)*** au niveau des **prémolaires** (***P.1,5 mm O.1,8mm***) - Version HT ou LT pour un support pas ou peu coloré. - Version HO (uniquement pressée) ou MO pour un support très coloré ou métallique. ✦ La possibilité d'utiliser de la vitrocéramique enrichie en Leucites (*IPS empress ESTHETIC® / CAD®) p*our réaliser des couronnes monolithiques ***(b)***, uniquement dans des zones ou **l'esthétique prime**, sur un support peu ou pas coloré.  ***(a)***  ***(b)***

Source : Auteur, 2020.

NB :

- Pour toutes les restaurations monolithiques : un **maquillage** et, ou un **glaçage** peuvent être réalisés en se limitant aux zones esthétiquement pertinentes afin d'améliorer le rendu esthétique final.
- La stratification ou le cut-back est à éviter dans les zones où les contraintes mécaniques sont trop importantes (secteur postérieur ou dysfonctions présentes)
- Il existe peu **de recul clinique** concernant :

  Les **PICN**, qui sont pour l'instant principalement utilisés dans la réalisation de restaurations partielles, endocouronnes, ou couronne sur implant.

  La **zircone translucide** (4Y-PSZ ou 5Y-PSZ), qu'on évitera d'utiliser pour la conception de restaurations stratifiées.
- Un point sur la vitrocéramique au disilicate de lithium **usinée** (**e.max CAD**) :

  Les couronnes monolithiques sont réalisables en antérieure, au niveau des prémolaires et des molaires. Les couronnes stratifiées ou monolithique avec cut-back le sont uniquement en antérieure et au niveau des prémolaires.

  On rappelle ques les blocs usinés HO n'existente pas (cf.tableau 4). Ainsi on ne pourra pas masquer un inlay core avec de l'e.max usinée.

Par-contre, la vitrocéramique au disilicate de lithium **pressée** (**e.max PRESS**) peut être utilisée à la fois pour la réalisation de couronnes monolithiques avec ou sans cut-back, et de couronnes stratifiées à n'importe quel niveau, antérieure, prémolaire ou molaire. Cette dernière propose des lingotins HO, et permet alors de masquer un inlay core.

- Si une certaine épaisseur permet au matériau d'assurer ses propriétés de résistance mécaniques cette même épaisseur peut ne pas être suffisante pour remplir une fonction esthétique particulière. Par exemple, pour les couronnes en zircone monolithique, une épaisseur de zircone 3Y-TZP monolithique de 0,5 mm serait suffisante pour supporter les contraintes mécaniques du secteur postérieur, mais pas pour masquer un support métallique ou très coloré (cf. tableau 10). [101]

2.3.3.1 Espace prothétique : cas particulier du cut-back

- **Rappels sur le cut-back**

Si les couronnes monolithiques présentent de bonnes propriétés mécaniques, leur rendu esthétique est souvent perfectible.[102] L'existence de différentes translucidités (cf. tableau 4), d'effets dégradés au sein des materiaux (lingotins, blocs polychromes ou multicouche) ou de la caractérisation à l'aide de maquillage ne sont pas toujours suffisant (cf. figure 22b). Pour optimiser le rendu esthétique d'une couronne monolithique on peut utiliser la méthode du cut-back (cf. figure 5).

Avec cette technique, la couronne est évidée superficiellement au niveau des zones qui présentent un enjeu esthétique (partie vestibulaire et/ou incisale). Grâce à la conception assistée par ordinateur, le cut-back peut aussi être intégré en amont dans la conception du design de la pièce. Cette zone stratégique est ensuite stratifiée à l'aide d'une céramique cosmétique afin de mieux personnaliser et caractériser la prothèse en créant des effets de profondeur et de transparence.

Le cut-back est nécessaire lors d'une demande esthétique forte, et peut être réalisé en antérieur comme en postérieur (sourire large). Bien sûr les propriétés mécaniques baissent par rapport à la couronne monolithique sans cut-back. Toutefois, la face palatine reste intacte et on diminue les risques si on applique les recommandations du fabricant (cf. tableau 14).

[101] Regin et Mahdhaoui, « Les couronnes tout céramique. Partie 2, Quel choix dans le secteur postérieur ? ».
[102] Regin et Mahdhaoui, « Les couronnes tout céramique. Partie 1, Couronne monolithique ou stratifiée ? ».

Figure 22 : Couronne en zircone monolithique sur 11 versus zircone stratifiée sur 21



a. Couronnes sur modèle obtenu par impression 3D.
b. Bord libre : différence de caractérisation et de translucidité du bord libre entre la 11 et 21

Laboratoire SmileDesign

Source : Regin et Mahdhaoui, « Les couronnes tout céramique. Partie 1, Couronne monolithique ou stratifiée ? », 2019.

- **Cut-back et épaisseurs**

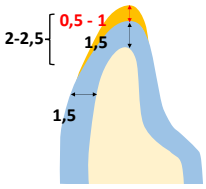
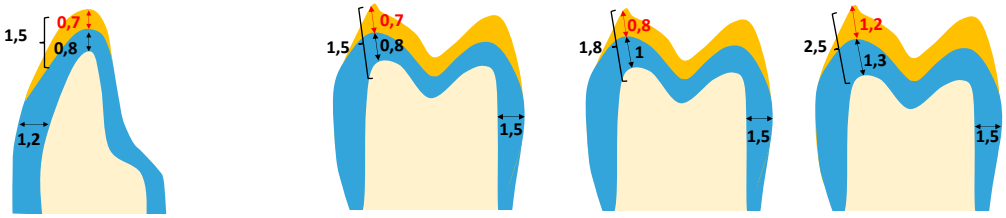
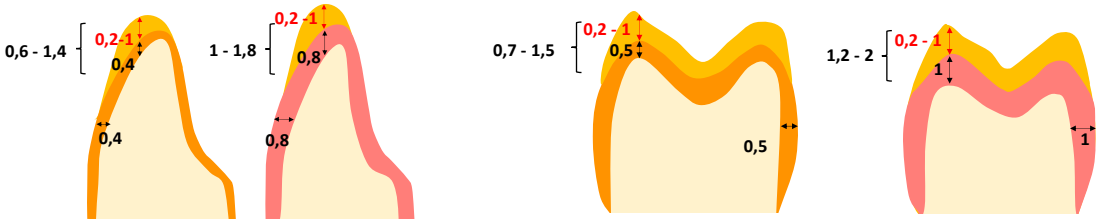
Cette technique peut être appliquée aux couronnes monolithiques en vitrocéramique ou en zircone et requiert également des épaisseurs minimales spécifiques en fonction des materiaux (cf. tableau 14). Globalement, par rapport aux restaurations monolithiques sans cut-back, quelque soit le materiau utillisé, l'épaisseur necessaire sera supérieure en vestibulaire et/ou en incisif ou occlusal.

On note que l'épaisseur d'une couronne monolithique avec cut-back en vitrocéramique sera presque toujours supérieure à celle d'une couronne monolithique avec cut-back en zircone.

- Sur l'e.max : on observe des disparités dans le secteur postérieur où le cut back est plus épais pour la céramique usinée (1,2 mm) que pour la céramique pressée (0,7 mm).
- Sur la zircone : le cut-back n'est pas toujours épais avec des valeurs qui vont de 0,2 à 1 mm.

L'épaisseur disponible supplémentaire recommandée pour appliquer cette technique sur la zircone est de 1 mm pour le fabricant IVOCLAR VIVADENT® (cf. Annexe 4) et de 0,8 à 1 mm pour le fabricant KURARAY® (cf. Annexe 5. Ce dernier recommande également de réaliser, dans certaines conditions un **« micro cut-back »** avec une épaisseur disponible supplémentaire nettement plus faible (**0,2 - 0,3 mm)** en utilisant la céramique cosmétique FC PASTE STAIN. (cf. tableau 15 et Annexe 5).

Tableau 14 : Couronnes monolithiques avec cut-back : épaisseur minimale

EPAISSEURE MINIMALE & CUT BACK (en mm)		
CERAMIQUE	**SECTEUR ANTERIEUR**	**SECTEUR POSTERIEUR**
VITROCERAMIQUES A LA LEUCITE - *IPS empress ESTHETIC® / IPS empress CAD®*		CI
VITROCERAMIQUES AU DISILICATE DE LITHIUM - *IPS e.max PRESS® / IPS e.max CAD®*	 *Pressée ou usinée* *Pressée PM et M* *Usinée PM* *Usinée M*	
POLYCRISTALLINE À BASE DE ZIRCONE ***ZIRCONE opaque (3Y-TZP)*** *- Disques Multicouches KATANA® HTML* ***ZIRCONE translucide (4Y-PSZ ou 5Y-PSZ)*** *- Disques Multicouches KATANA® UTML et STML*		

Source : Auteur, 2020.

Tableau 15: Zircone monolithique, cut-back, micro-cut back ou zero cut-back selon Daniel Rondoni

	Haute Difficulté	**Difficulté moyenne**	**Faible difficulté**
			
Design de cut-back	**Flemme dentinaire**[103] Réduction de la face vestibulaire et du bord libre	**Soutien labial**[104] Réduction de la face vestibulaire uniquement avec une réduction dans le sens vestibulo-palatin en maintenant toujours un soutien palatin du bord libre.	**Zero cut-back**
Épaisseur nécessaire à la stratification	Cut-back traditionnel **0,8 - 1mm**	Micro cut-back **0,2 - 0,3 mm**	
Niveau d'exigence esthétique	- Hautes contraintes esthétiques - Patient exigeant - Dent très caractérisée - Difficulté pour retrouver la couleur.	La morphologie du projet prothétique est conservée. L'épaisseur disponible n'est pas forcément suffisante pour stratifier la pièce de manière traditionnelle.	La couleur est simple et la symétrie de la dent est facile à reproduire. La dent est peu caractérisée.
Matériaux utilisés	La zircone est utilisée comme substitut dentinaire. La céramique cosmétique est utilisée en vestibulaire et au niveau du bord libre. <u>Zircone :</u> KATANA® Zirconia ML <u>Cosmétique :</u> CERABIEN ZR (CZR) ou CZR PRESS + CZR PRESS LF	La zircone monolithique est brute et bien polie en palatin, et la céramique cosmétique est uniquement utilisée en vestibulaire. <u>Zircone :</u> KATANA® Zirconia HTML, UTML ou STML. <u>Cosmétique :</u> FC PASTE STAIN	Une céramique translucide est utilisée avec un dégradé de translucidité du collet au bord libre. <u>Zircone :</u> KATANA® Zirconia UTML ou STML

Source : Auteur, d'après le webinaire de Daniele Rondini, « Des solutions élégantes en dentisterie », 2020.

[103] Regin et Mahdhaoui.
[104] Regin et Mahdhaoui.

Pour procéder à la technique du cut-back, le prothésiste Daniele Rondoni, propose d'analyser la situation selon la difficulté esthétique rencontrée (cf tableau 15).

- Dans un cas particulièrement exigeant sur le plan esthétique il privilégie la réalisation de couronne en zircone monolithique avec un cut-back traditionnel d'une épaisseur de 0, 8 à 1mm.
- Pour une difficulté de niveau intermédiaire sur le plan esthétique, une restauration monolithique en zircone translucide, avec un micro-cut back d'une épaisseur de 0,2 à 0,3 mm, est choisie.
- Enfin, il se satisfait d'une restauration monolithique en zircone translucide lorsque les contraintes esthétiques sont limitées.

Ce principe de micro-stratification utilisé pour le micro cut-back à l'aide de la gamme "FC Paste Stain" de KURARAY®, combiné avec la zircone translucide multicouche KATANA® Zirconia UTML ou STML, constitue pour lui une alternative à la réalisation de couronne céramo-céramique traditionnelle avec une infrastructure en zircone, lorsque l'espace disponible est limité.

NB : le cut-back classique ou micro cut-back est réalisable en antérieur comme en postérieur.

2.3.4 Facteurs fonctionnels guidant la sélection

On rappelle que les céramiques dentaires sont dites fragiles et ont la capacité d'être résistantes face à des contraintes en compression (plus rencontrées dans le secteur postérieur), mais beaucoup moins lors de contraintes en traction, flexion et cisaillement dont on cherchera à évaluer le risque. On sera particulièrement attentif au schéma occlusal global et à la situation de l'antagoniste de la dent à restaurer.

- **Schéma occlusal global**

Dans un schéma occlusal sain, les forces occlusales qui s'exercent lors de la mastication sont une combinaison de différentes forces (compression, traction, cisaillement) où la composante verticale est la plus importante. De même, la position d'occlusion d'intercuspidie maximale, correspond à la position où les forces masticatoires maximales s'exercent et présentent la plus grande composante verticale. On sait que les dents réagissent très bien à l'application de forces verticales, en revanche un schéma occlusal perturbée, sera plus exposé à des contraintes obliques ou horizontales, plus néfastes sur les dents naturelles.

✦ Évaluation clinique des risques

De nombreux éléments comme : un craquelage excessif de l'émail, une usure ou fracture d'une dent ou d'une restauration, une microfissure au niveau des marges d'une restauration, une récession ou encore des lésions d'abfraction peuvent correspondre à des signes de flexion excessive. Si plusieurs de ces conditions existent, le risque de flexion des restaurations posées augmente, ce qui peut surcharger les matériaux plus faibles mécaniquement.

L'évaluation de cette possibilité est également basée sur la qualité et quantité de structure dentaire restante. Plus l'émail est intact, moins il y a de risque de flexion. La préparation de la dent peut donc affecter directement la flexion de la dent et la concentration des contraintes.

Si des risques élevés sont identifiés, le praticien cherchera à rétablir une occlusion fonctionnelle afin d'inscrire les restaurations dans un schéma occlusal non traumatogène. Une occlusion stable et simultanée idéalement avec un guide antérieur fonctionnel et sans interférences en latéralité au niveau des secteurs postérieurs sera alors recherchée. (Par exemple dans un cas de supraclusion profonde, un traitement orthodontique sera nécessaire avant la conception d'une restauration prothétique).

Si une zone à fortes contraintes est anticipée, des restaurations monolithiques à base de céramiques plus solides et plus résistantes sont nécessaires. Lorsque les contraintes peuvent être contrôlées ou modifiées, des céramiques moins résistantes peuvent être utilisées ainsi que des restaurations stratifiées.

✦ Situation de la dent antagoniste – Éviter l'usure

Préserver les dents du phénomène d'usure est fondamental. On sait qu'une usure dentaire excessive peut entraîner, en plus de problématiques esthétiques et fonctionnelles, des problèmes d'hypersensibilité dentinaire, des myalgies de la face et des douleurs articulaires.

On rappelle, (cf partie 1.4.2) :

- Outre la céramique choisie, l'usure est fonction de l'état de surface de la restauration.
- Le glaçage et les maquillants ne doivent pas être utilisés au niveau des contacts occlusaux, proximaux et trajets d'occlusion.
- Un polissage mécanique doit toujours être réalisé notamment après des retouches occlusales.
- La zircone polie est la céramique qui provoque le moins d'usure pour l'antagoniste.

NB : La glaçure est normalement appliquée sur une surface rugueuse préalablement sablée. Cependant cette dernière est rapidement éliminée par l'antagoniste et laisse alors place à la surface

rugueuse sous-jacente qui favorise l'usure. Il est donc préférable de pas glacer la céramique ou de polir avant de glacer, même si le glaçage tient moins bien.

Une analyse attentive est réalisée lorsque la dent antagoniste est déjà restaurée à l'aide d'une céramique, ou d'une couronne implanto-portée pour éviter notamment les phénomènes d'écaillage.

- **Cas particulier : Parafonction ?**

On peut trouver différentes parafonctions chez nos patients : Celles-ci peuvent être conscientes ou inconscientes et concerner l'ensemble des organes et structures de la bouche et des joues. Parmi elles, on rencontre les bruxismes, l'onychophagie, la morsure ou l'aspiration des lèvres et des joues, et le mordillement d'objets divers. Pour certaines, une prise en charge comportementale souvent inscrite dans une démarche pluridisciplinaire sera profitable. Pour d'autres, elle sera infructueuse. Sans parvenir à traiter la parfonction, un dispositif d'aide devra être mis en place pour protéger les dents et limiter les lésions (comme les orthèses de libération occlusale pour les bruxistes). La question des matériaux idéaux à utiliser pour une restauration périphérique en céramique chez ces patients victimes de fort stress occlusal reste sans réponse claire. Selon les éléments énoncés tout au long de ce document, il semblerait qu'il vaille mieux éviter les couronnes céramo-céramiques et opter pour du monolithique en zircone qui ne cassera pas et n'usera pas l'antagoniste.

C'est d'ailleurs ce qui est indiqué par les fabricants et la zircone de deuxième génération est largement utilisée pour les couronnes monolithiques postérieures dans le cas de fort stress occlusal. Cependant le recul clinique fait défaut et très peu d'études incluent les patients présentant des signes de parafonction. [105] Wulfman et al. ont, sur deux ans, étudié les résultats cliniques de restaurations en zircone de deuxième génération, y compris chez les patients présentant des signes cliniques de bruxisme. Les auteurs soulignent la possible déficience des restaurations monolithiques en zircone, qui sont solides mais incapables d'absorber les tensions. Chez des patients victimes de fortes contraintes occlusales, différents échecs ont été rencontrés sur la dent pilier (fracture radiculaire, fracture du noyau composite, écaillage) comme sur la dent antagoniste (fracture radiculaire, fracture de composite, aggravation de maladie parodontale). Cet article évoque la « théorie du maillon faible" selon laquelle la rupture agit sur les parties les plus faibles du système, qui peuvent être l'interface de liaison, la dent pilier, ou la dent antagoniste, la zircone étant particulièrement résistante. En effet les auteurs supposent que la rigidité et le manque de résilience de la zircone ne favorisent pas l'amortissement des contraintes. **Par conséquent, en cas de surcharge occlusale, les restaurations**

[105] Wulfman et al., « Clinical behavior of second-generation zirconia monolithic posterior restorations : two-year results of a prospective study with ex vivo analyses including patients with clinical signs of bruxism ».

unitaires complètes en zircone devraient être utilisées avec prudence jusqu'à ce que des recherches plus approfondies et à long terme soient menées.

2.3.5 Facteurs biologiques guidant la sélection

Après avoir analysé les éléments cliniques précédemment énoncés, seront examinés ici, la **nature et la forme de la préparation** (cf. tableau 16) ainsi que la **localisation de la limite de préparation**. Ces deux éléments vont permettre de déterminer **un système d'assemblage approprié** pour la pièce prothétique.

- **Nature et forme de préparation :**

Tableau 16 : Principes de base de préparation pour restaurations périphériques

PRINCIPES DE PREPARATION	
ECONOMIE TISSULAIRE	- Respect et préservation de la **vitalité pulpaire** si la dent est vivante - **Conservation des surfaces intactes** - **Techniques et outils de préparation :**(clé de réduction, pénétration contrôlée, utilisation de mock-up)
RETENTION ET STABILISATION DE LA RECONSTITUTION	- **Degré de convergence :** idéalement 6° mais cliniquement acceptée entre 10 et 22°) - **Hauteur et surface de préparation** : la hauteur minimale est souvent considérée à 4 mm. Si la situation clinique impose une hauteur insuffisante par perte de substance on peut substituer le volume manquant pour éviter des mutilations excessives (cf. figure 23). - **État de surface :** (une légère rugosité peut améliorer la rétention si la pièce est scellée mais influence peu le potentiel adhésif d'une colle)
PRECISION DES LIMITES	- **Forme** qui diffère selon le matériau choisi : épaulement à angle interne arrondi pour les vitrocéramiques et céramiques feldspathiques ou un congé pour les céramiques enrichies en disilicate de lithium, et les céramiques à base de zircone (cf. figure 24). - **Situation** intrasulculaire, juxta ou supra gingivale - **Finition** des limites cervicales. (cf. figure 25)

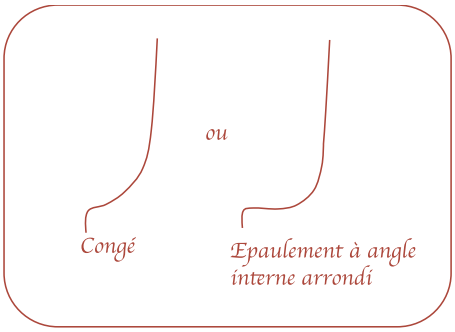
Source : Auteur, d'après Tirlet et al « Esthétique du secteur antérieur : couronnes céramo-céramiques : les préparations » 2009 ; Estrade, « Limites cervicales : forme, situation, finition » 2014 ; Pia, Soenen, et Incau, « Principes des préparations antérieures », 2015.

Figure 23 : Exemple de substitution du volume manquant : reconstitution de piliers par composite



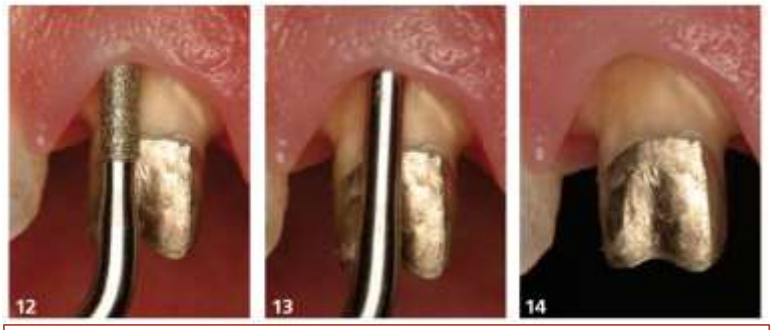
Source : Bartala et al., « Prothèse fixée », 2019.

Figure 24 : Forme de la limite cervicale pour une préparation périphérique tout céramique



Source : Auteur, 2020.

Figure 25 : Ultra finition des marges cervicales



Ultra-finition avec inserts ultrasons diamantés et lisses afin de situer la position définitive de la marge cervicale, de parfaire le niveau de finition, d'éviter tout risque de saignement au niveau sulculaire (respect du parodonte marginal) , et de parfaitement nettoyer la surface avant l'assemblage par scellement ou collage.

Source : Tirlet et al « Esthétique du secteur antérieur : couronnes céramo-céramiques : les préparations », 2009.

Mise à part des conditions de réalisation consciencieuses, Il est admis que la rétention a traditionnellement été considérée comme le facteur principal de succès à long terme d'une couronne. Seulement, la préparation est souvent réalisée au détriment de la structure dentaire. Le collage permet notamment, si les conditions le permettent, d'éviter une perte tissulaire trop importante.

NB : On retiendra que, l'important, pour avoir une bonne rétention, est d'avoir 6° de convergence axiale sur les **deux premiers millimètres** de la préparation.

- **Situation des limites cervicales : intrasulculaire, juxta ou supra gingivale**

Lorsque la situation le permet, la situation de la limite doit toujours être juxta ou supra gingivale, en vue de **préserver le parodonte** aussi bien que de simplifier divers protocoles rencontrés dès la préparation et jusqu'au contrôle de l'adaptation finale (lisibilité de la limite, accessibilité lors des techniques d'empreinte, élimination des excès de ciment ou de colle, meilleur contrôle de l'adaptation prothétique, maintenance aisée). [106]

Les limites enfouies sont de ce fait à éviter. Néanmoins, elles sont incontournables s'il s'agit d'une reprise de préparation sous-gingivale, si la rétention doit être augmentée sans possibilité de reconstitution coronoradiculaire, d'allongement coronaire ou d'égression orthodontique, ou encore face à une difficulté d'intégration esthétique (cf. figure 26) comme un pilier coloré ou métallique dans le secteur antérieur associé une ligne du sourire haute.

Figure 26 : Dyschromie prononcée de 21 nécessitant une situation de limite intra sulculaire



Source : Pia, Soenen, et Incau. « Principes des préparations antérieures », 2015.

[106] Pia, Soenen, et Incau, « Principes des préparations antérieures ».

- **Mode d'assemblage : scellement ou adhésion ?**

Le choix du système d'assemblage est fonction de la forme de préparation et de l'emplacement de la limite cervicale. [107] Il doit également correspondre aux matériaux sélectionnés pour la restauration. (cf. tableau 17)

Tableau 17 : Quelques éléments cliniques en faveur du scellement ou du collage

ELEMENTS EN FAVEUR DU SCELLEMENT	- Limite intrasulculaire (Impossibilité d'isoler) - Problèmes de contrôle de l'humidité - Interfaces de liaison variables ((par exemple, différents types de dentine) - Expérience de l'opérateur - Céramiques à base de zircone *
ELEMENTS EN FAVEUR DU COLLAGE	- Limite juxta ou supra gingivale (Possibilité d'isoler) - Contrôle certain de l'humidité - Présence d'émail - Expérience de l'opérateur - Vitrocéramiques *

Source : Auteur, 2020.

Si certains fabricants comme Ivoclar Vivadent préconisent le collage pour une hauteur réduite (2 mm), il est utile de souligner que l'absence d'un ou plusieurs des paramètres de préparation ne peut pas être compensé par le seul choix d'un mode d'assemblage adhésif pour assurer la longévité de la restauration.[108] La préparation doit dans ces conditions, être modifiée tout en respectant les concepts de base de préparation (cf tableau 16). La rétention de la couronne céramique est par conséquent majorée par le choix d'un mode d'assemblage adhésif.

* *Nous avons vu que la vitrocéramique, grâce à sa composition (cf. figure 4) est plus adaptée au collage que la zircone. C'est pourquoi elle est communément associée au collage (particulièrement vrai pour la vitrocéramique enrichie en leucite qui doit impérativement être collée), alors que la zircone l'est au scellement. Cependant, l'adhésion s'opère très bien sur la zircone lorsque la colle renferme un potentiel adhésif dû à la présence de MDP.* [109] *Une revue systématique de 2019 suggère d'ailleurs que le scellement et le collage donnent des résultats cliniques comparables pour les couronnes unitaires à base de disilicate de lithium ou de zircone. Celle-ci précise toutefois, que les preuves existantes*

[107] Mizrahi, « The anterior all-ceramic crown: a rationale for the choice of ceramic and cement ».
[108] Tirlet et al., « Esthétique du secteur antérieur. Couronnes céramo-céramiques : les préparations ».
[109] Maroulakos, Thompson, et Kontogiorgos, « Effect of cement type on the clinical performance and complications of zirconia and lithium disilicate tooth-supported crowns : a systematic review. »

présentent un risque élevé de biais, et que davantage de recherches sur le sujet avec des essais cliniques randomisés à long terme sont nécessaires pour corroborer ces résultats. En revanche, on rappellera que le collage des vitrocéramiques au discilicate de lithium est indispensable lorsque les pièces présentent une faible épaisseur (1 mm).

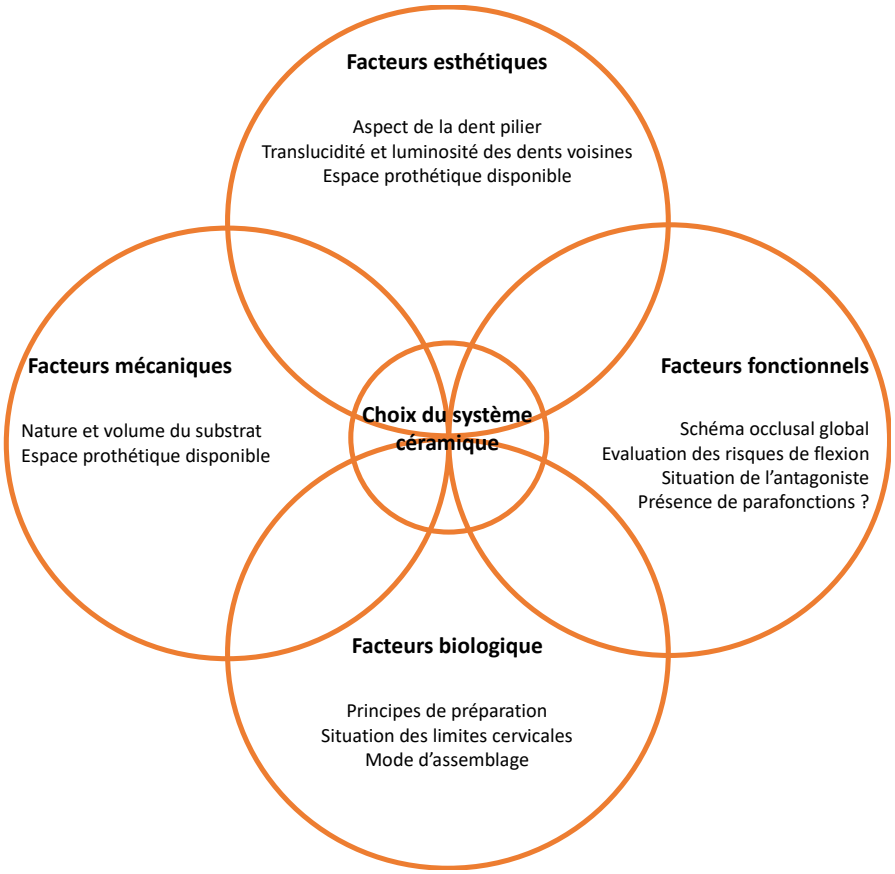
De façon générale, on préfèrera utiliser un système adhésif car cela renforce l'ensemble dent-céramique. Toutefois, le scellement conventionnel, peut être considéré comme une alternative acceptable au collage, qui est plus exigeant sur le plan clinique.

NB :

- *Le collage ne peut être envisagé que si l'isolation est possible.*
- *On préfèrera coller sur l'émail (versus différents substrats dentinaires ou métal)*

2.4 Schéma récapitulatif des critères de sélection du système céramique

Figure 27 : Schéma récapitulatif des critères de sélection du système céramique



Source : Auteur, 2020.

3 : Cas cliniques

3.1 Cas clinique n°1

Figure 28 : Cas clinique n°1 - 11 à restaurer



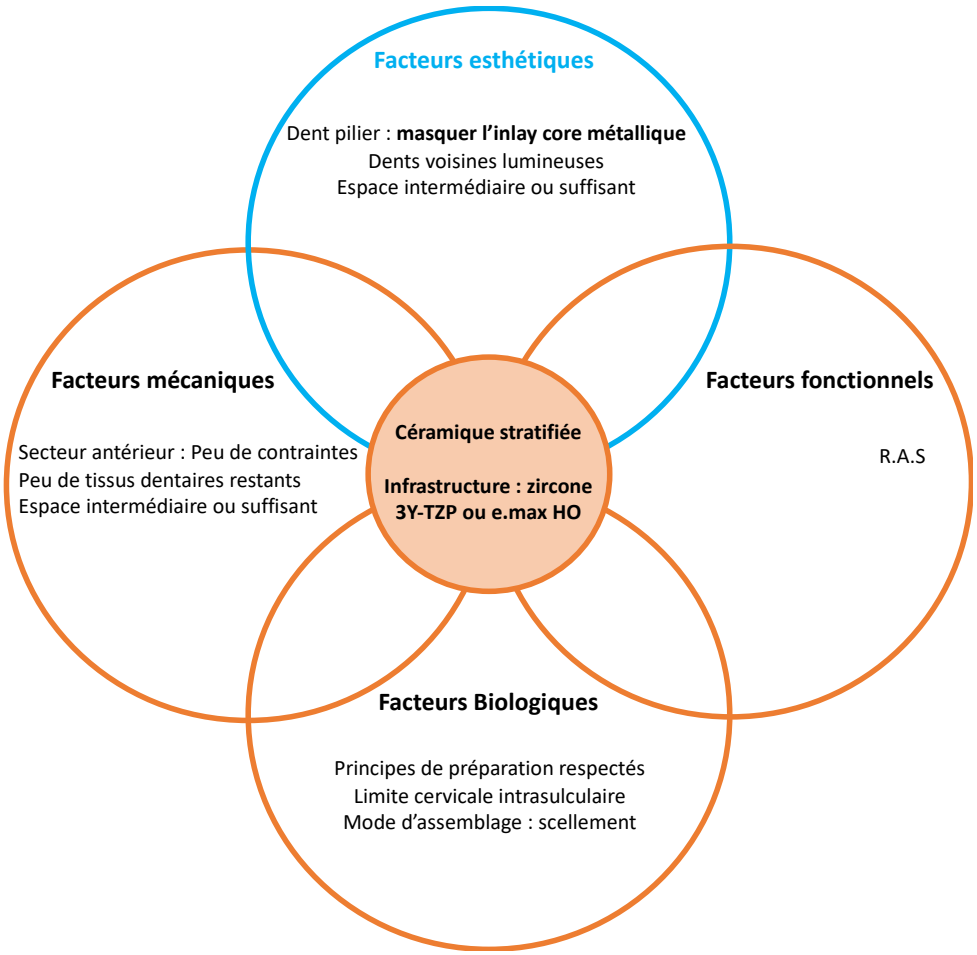
a b c

a - Ré intervention : 11 à couronner. Inlay core à masquer
b - Essai de l'infrastructure en zircone opaque
c - Situation finale après scellement

Source : Dr Attal.

Dans le cas clinique n°1 (cf. figure 28) la dent à restaurer se trouve dans la **zone esthétique** : le choix du système céramique est majoritairement guidé par les facteurs esthétiques de l'analyse (cf.figure 29). Une couronne stratifiée sera réalisée avec une armature opaque pour masquer l'inlay core métallique.. L'épaisseur disponible en antéro-postérieur impossible à évaluer sur la photo, nous fera choisir entre l'infrastructure en zircone 3Y-TZP ou celle en e.max PRESS HO. Dans ce cas, la zircone a finalement été choisie pour des raisons esthétiques (par rapport à l'espace disponible) et non pour des raisons mécaniques.

Figure 29 : Analyse du cas clinique n°1



Source : Auteur, 2020.

3.2 Cas clinique n°2

Figure 30 : Cas clinique n°2 - 11 à restaurer



a b c

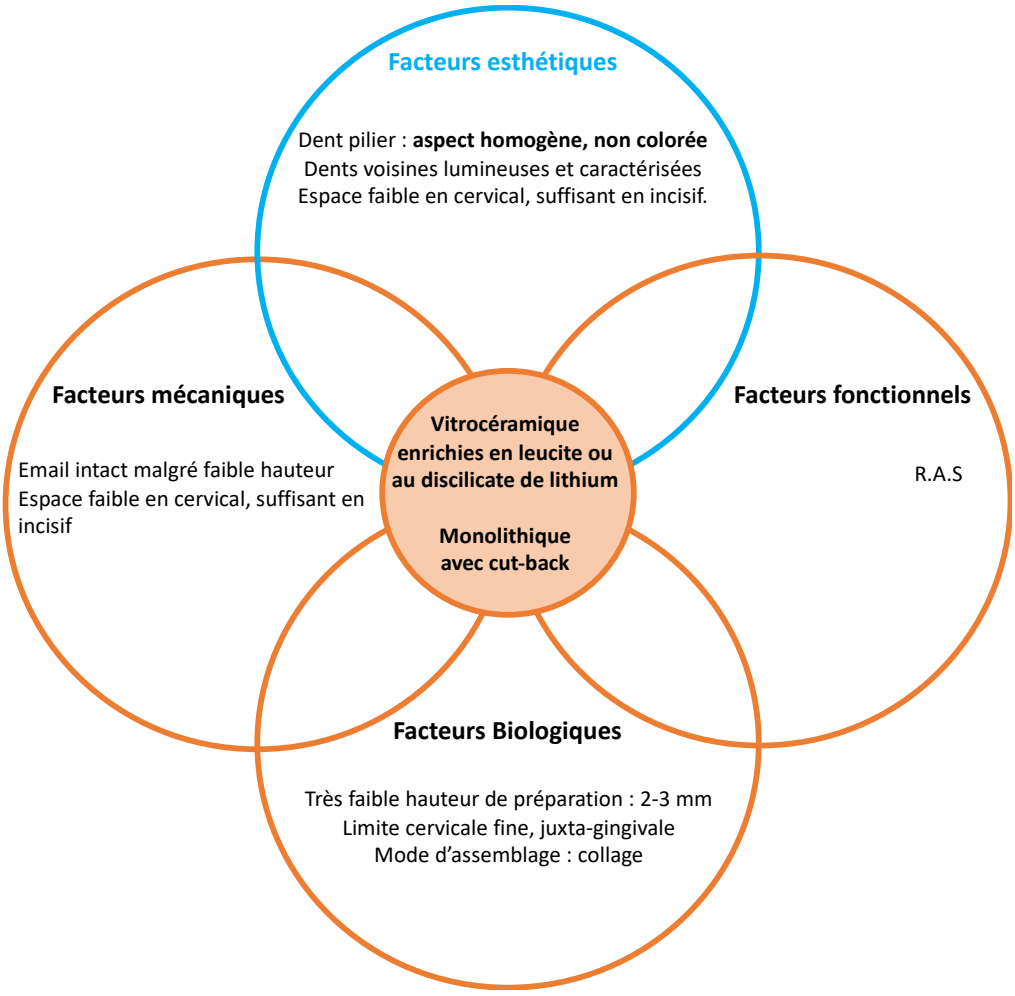
a - Incisive centrale fracturée lors d'un accident de voiture sans atteinte pulpaire.
b - Préparation dentaire restante
c - Situation finale après collage

Source : Spear et Holloway « Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics ? », 2008.

Dans le cas clinique n°2, la 11 est fracturée sans atteinte pulpaire (cf. figure 30 a). Si l'auteur a indiqué une restauration périphérique, on peut se poser la question du respect de la préservation tissulaire.. D'autres restaurations moins mutilantes auraient sans-doute pus être envisagées (cf. figure 15).

Concernant le système céramique à choisir : il est principalement guidé par les facteurs esthétiques de l'analyse (cf. figure 31) car on se situe en **zone esthétique**. On cherche ici à exploiter la luminosité de la dent sous-jacente avec une vitrocéramique enrichie en leucite ou au disilicate de lithium. La faible épaisseur supposée disponible en cervicale nous fera privilégier une couronne monolithique. Un cut-back pourrait être réalisé pour un résultat encore plus esthétique (espace suffisant en incisif). On pourra privilégier une céramique pressée pour une meilleure précision des limites supposées très fines (*principe d'économie tissulaire lors de la préparation suite à une fracture).* La couronne sera collée sur la préparation de faible hauteur pour renforcer l'ensemble dent-céramique.

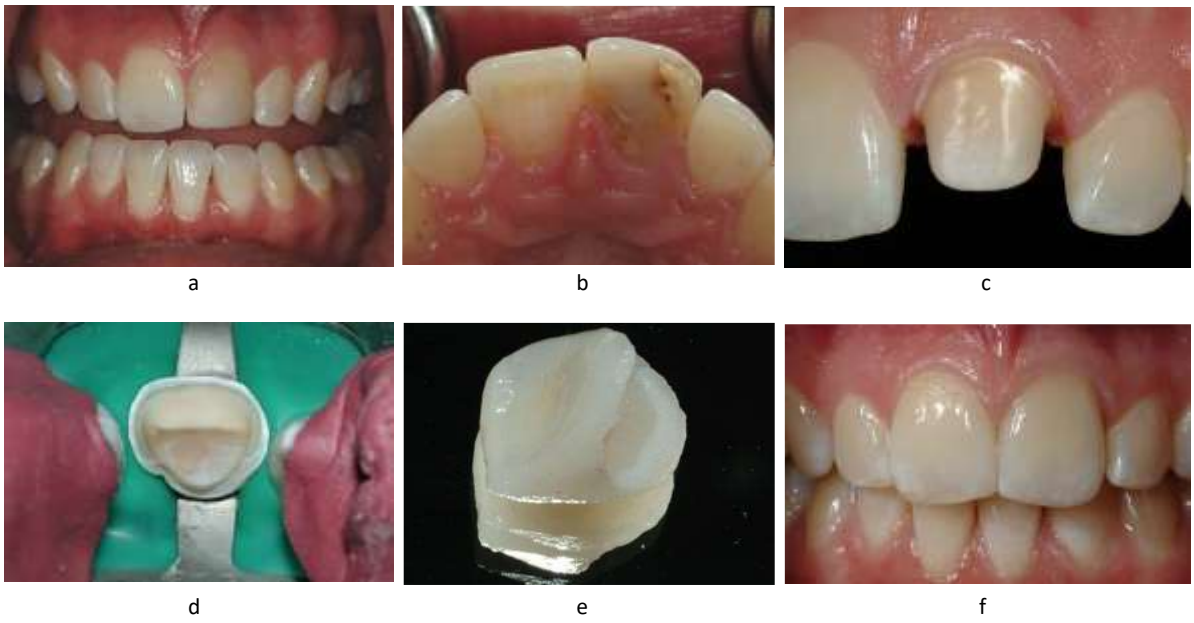
Figure 31 : Analyse du cas clinique n°2



Source : Auteur, 2020.

3.3 Cas clinique n°3

Figure 32 : Cas clinique n°3 - 21 à restaurer



a b c

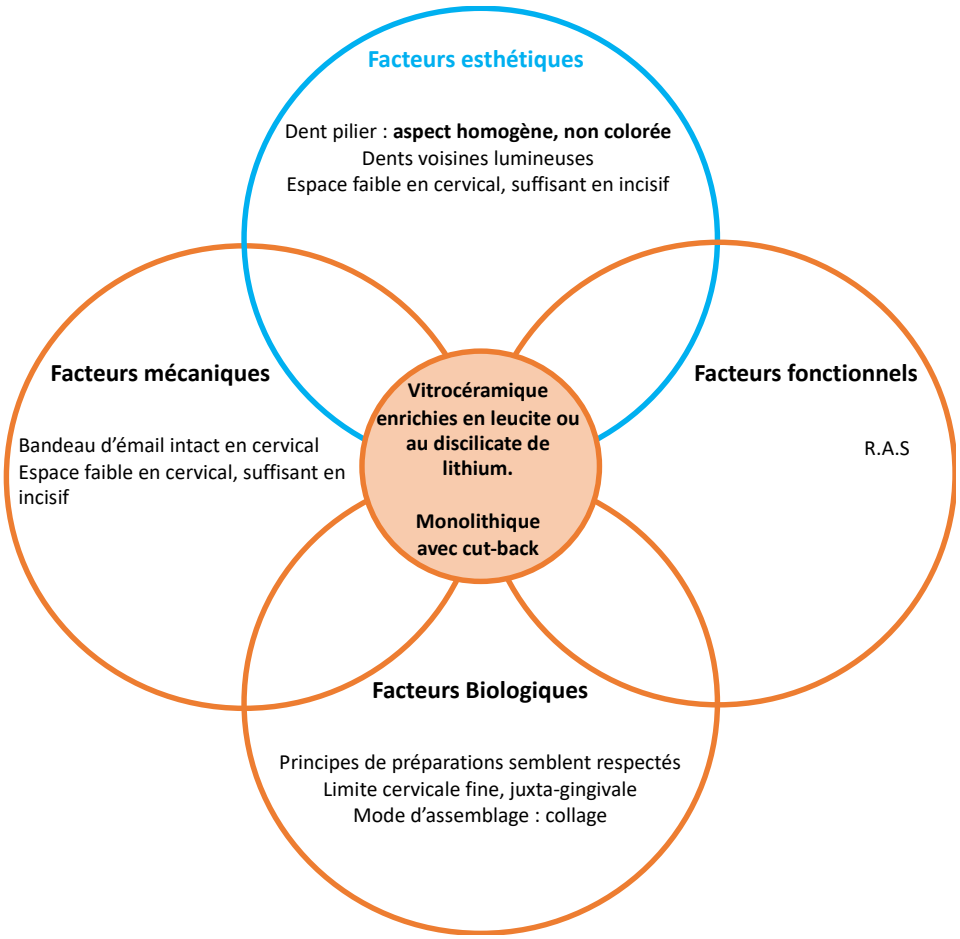
d e f

a et b - Vues pré-opératoires 21 : Dent traitée endodontiquement + restauration composite (face palatine).
c - Préparation de la dent : Marges cervicales dans l'émail. Préparation lisse sans angles vifs.
d - Visualisation des marges au sein de l'émail et contrôle optimal de l'humidité.
e - Couronne tout céramique (Empress esthetic) : Visualisation des limites fines
f - Restauration finale après six mois (marge invisible)

Source : Mizrahi « The anterior all-ceramic crown : a rationale for the choice of ceramic and cement », 2008.

Pour le cas clinique n°3 (cf. figure 32), la situation très similaire au cas n°2 est intéressante pour la **gestion de la marge cervicale**. Comme dans les deux cas précédents, le système céramique sera choisi principalement selon les éléments de l'analyse esthétique (cf. figure 33). On note qu'en cervical, l'espace pour le matériau de restauration est faible. **Si la couleur de la dent sous-jacente n'est pas colorée et que les bords de la préparation se trouvent sur l'émail** (comme dans ce cas), **une couronne tout céramique en vitrocéramique (ici empress ESTHETIC) peut être réalisée avec des bords très fins**, similaires à ceux d'une facette (0,5 mm). Bien qu'ils soient extrêmement fragiles, les bords sont renforcés par d'adhésion à l'émail de la dent sous-jacente. Le reste de la préparation de la couronne correspond aux valeurs classiques et atteint la dentine (1.5 mm en périphérie et 2 mm en incisif). Cette épaisseur de céramique sur le reste de la couronne, assure une résistance accrue et permet de développer l'esthétique nécessaire avec la possibilité de réaliser un cut-back.

Figure 33 : Analyse du cas clinique n°3



Source : Auteur, 2020.

3.4 Cas clinique n°4

Figure 34 : Cas clinique n°4 - 45 à restaurer



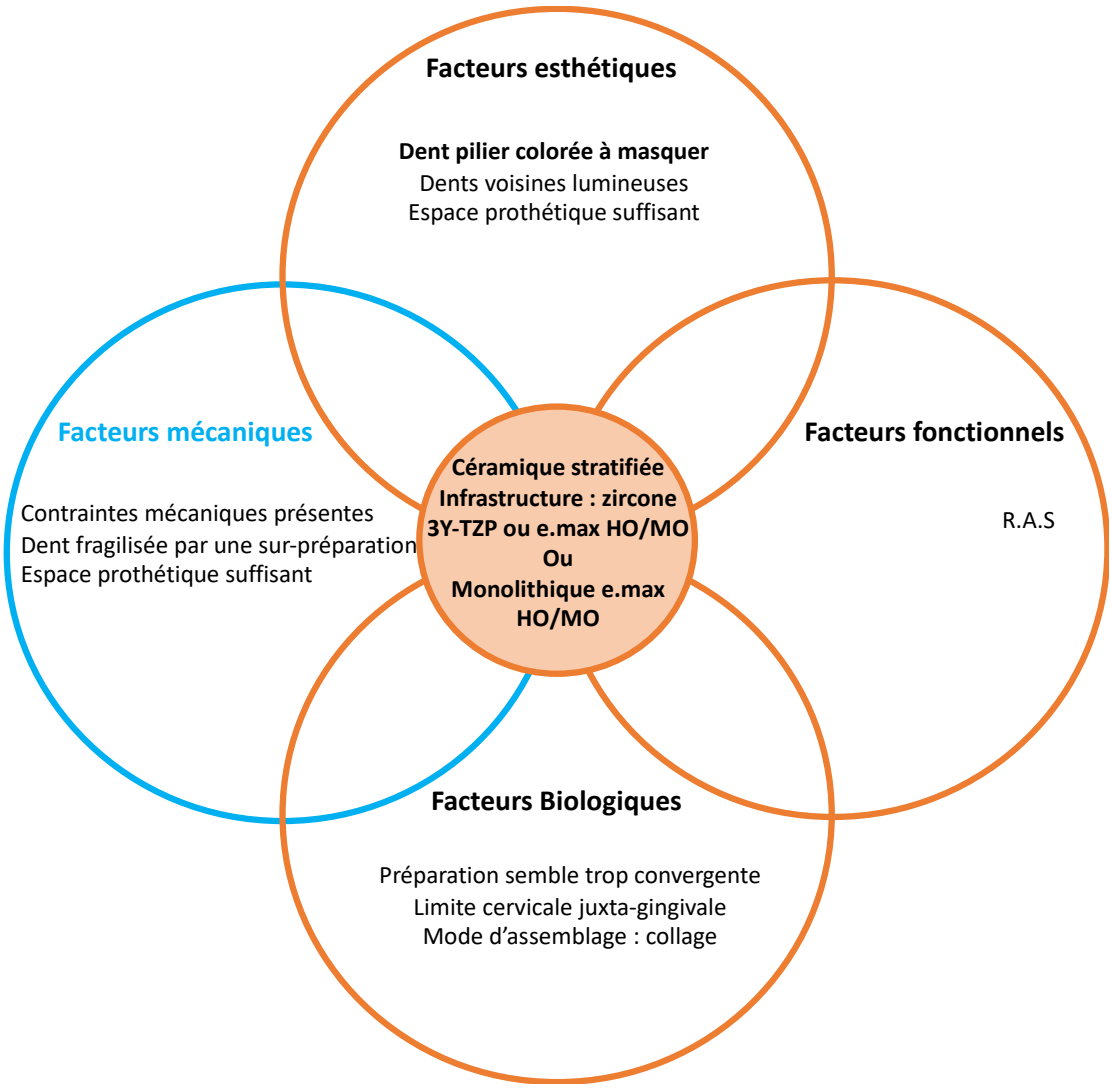
a b

a - Pilier dentaire de 45 coloré à masquer
b - Situation finale après collage

Source : Dr Attal.

Pour le cas clinique n°4 (cf. figure 34), la dent à restaurer se trouve à la fois en **zone fonctionnelle et esthétique** (cf. figure 35). Une couronne stratifiée pour masquer le support peut être envisagée grâce à l'espace disponible. L'infrastructure peut être pensée en zircone 3Y-TZP, e.max HO ou MO. Pour éviter un risque d'écaillage dû aux contraintes mécaniques de la région, une couronne monolithique en e.max MO avec cut-back peut également être proposée. Dans ce cas, une céramique stratifiée avec une infrastructure en e.max a été réalisée. Le résultat esthétique n'est pas probant. La lumière ne circule pas suffisamment.

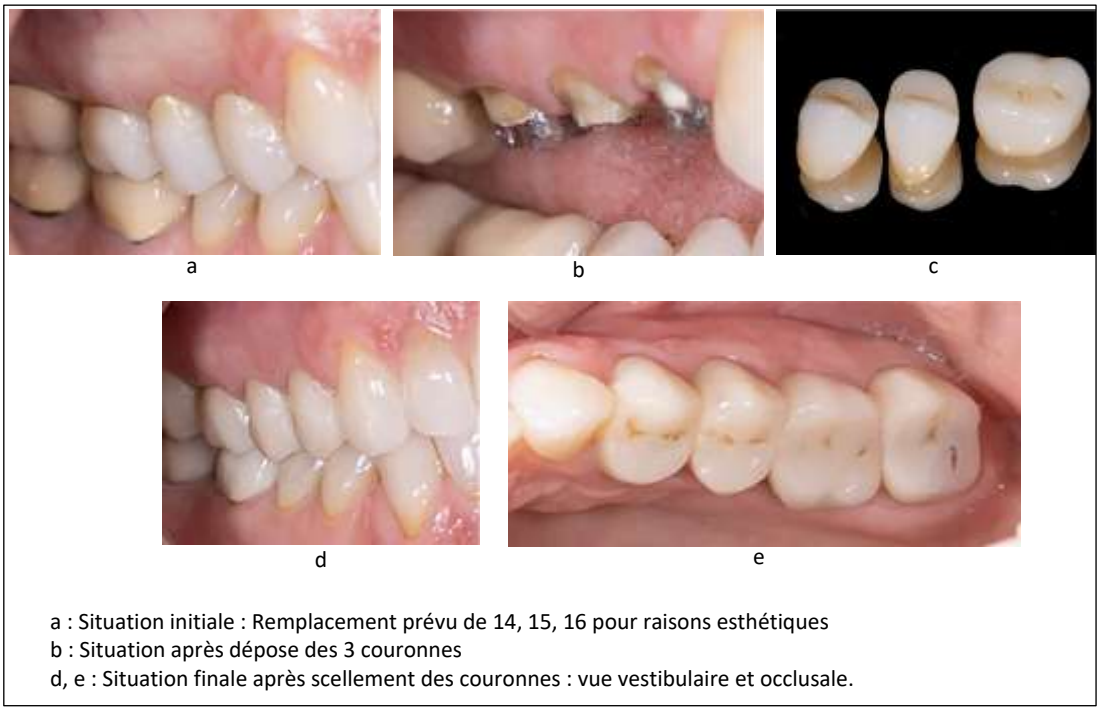
Figure 35 : Analyse du cas clinique n°4



Source : Auteur, 2020.

3.5 Cas clinique n°5

Figure 36 : Cas clinique n°5 - 14, 15 et 16 à restaurer

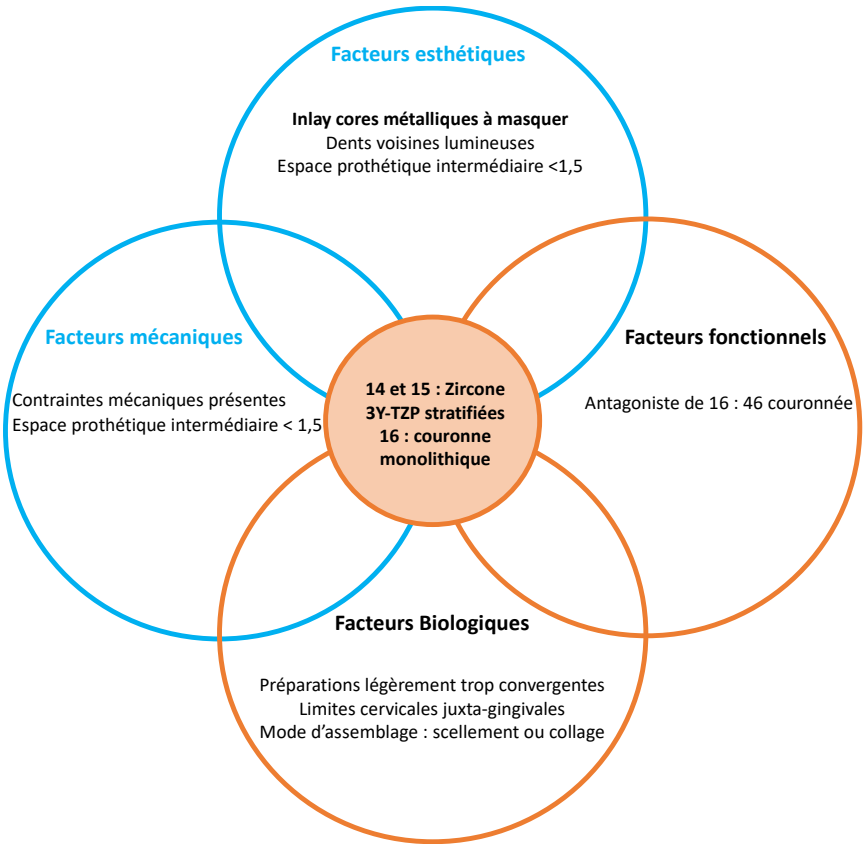


a : Situation initiale : Remplacement prévu de 14, 15, 16 pour raisons esthétiques
b : Situation après dépose des 3 couronnes
d, e : Situation finale après scellement des couronnes : vue vestibulaire et occlusale.

Source : Regin et Mahdhaoui, « Les couronnes tout céramique. Partie 2, Quel choix dans le secteur postérieur ? », 2020.

Dans le cas clinique n°5 (cf. figure 36), les dents à restaurer se trouvent à la fois en **zone fonctionnelle et esthétique** car 14 et 15 sont découvertes par le sourire. Pour masquer les supports métalliques, des couronnes stratifiées avec infrastructures opaques sont envisagées. Pour l'infrastructure, la zircone 3Y-TZP est préférée au disilicate de lithium, compte tenu de l'espace disponible et des propriétés mécaniques associées au matériau. Dans ce cas, trois couronnes en zircone 3Y-TZP stratifiées ont été réalisées puis scellées. L'analyse fonctionnelle (cf. figure 37) avec la présence de 46, (antagoniste de 16), restaurée par une couronne en céramique peut interroger**. Pour éviter un risque d'écaillage dû aux contraintes mécaniques de la région,** la 16 pourrait être restaurée par une couronne monolithique en zircone ou éventuellement en e.max HO ou MO. Un cut-back en vestibulaire et en dehors des trajets de contact pourrait également être envisagé pour améliorer l'esthétique de la pièce, si nécessaire.

Figure 37 : Analyse du cas clinique n°5

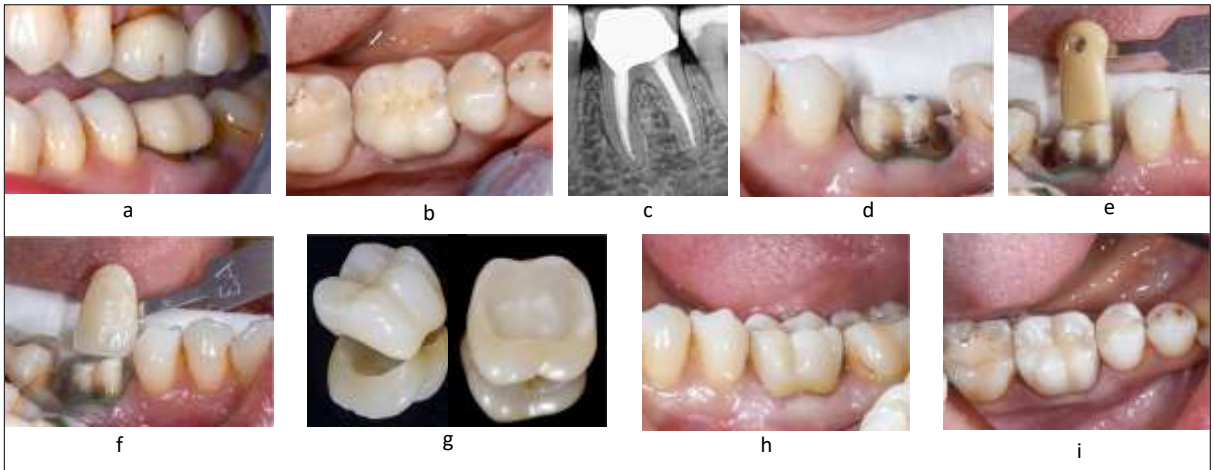


Source : Auteur, 2020.

3.6 Cas clinique n°6

La 36 à restaurer dans le cas clinique n°6 (cf. figure 38) appartient à la **zone fonctionnelle**. La zircone sera choisie pour ses propriétés mécaniques dans cette situation. Une **zircone translucide monolithique** maquillée a été choisie pour réaliser cette restauration. La présence de différents types de substrat a pu inciter le praticien à préférer le scellement au collage. Selon l'analyse du cas (cf. figure 39), le choix d'une couronne monolithique semble notamment judicieux pour éviter un risque d'écaillage dû aux contraintes mécaniques de la région, l'antagoniste étant déjà couronnée. Ce cas clinique illustre les progrès réalisés en matière d'esthétique. Cette couronne en zircone translucide est bien capable de masquer le support coloré en offrant un résultat esthétique très satisfaisant.

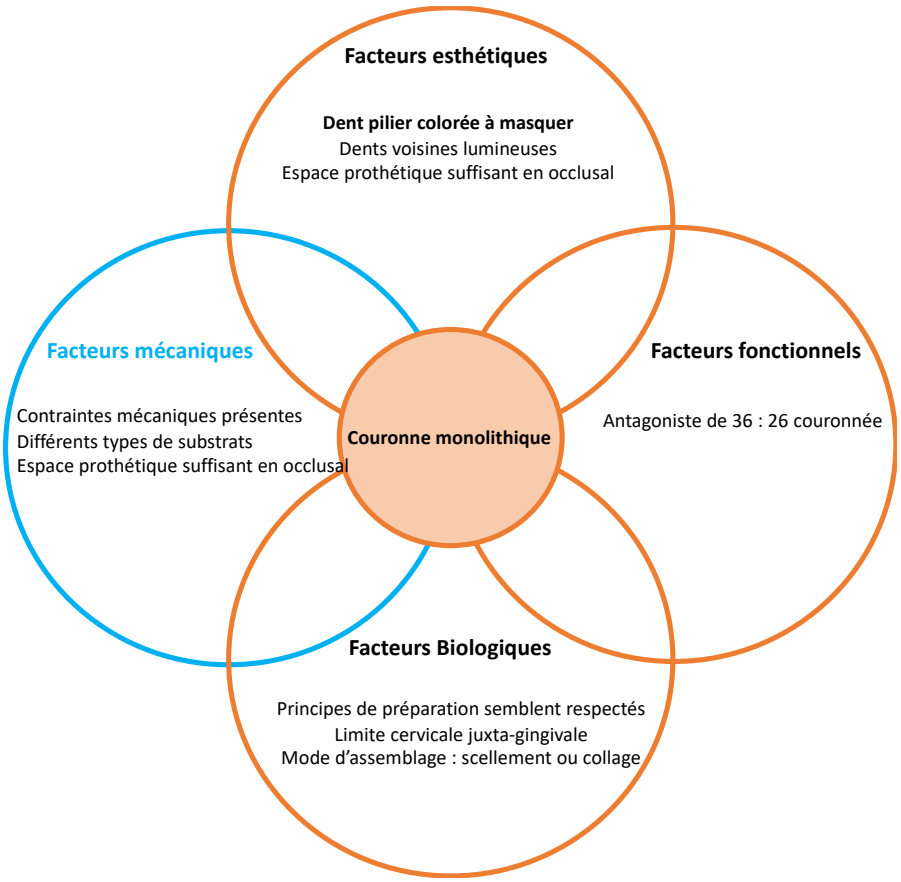
Figure 38 : Cas clinique n°6 - 36 à restaurer



a,b,c - Situation initiale de 36 : inadaptation distale de la CCM, récidive carieuse, douleurs associées.
d - Situation après dépose de la couronne céramo-métallique et curetage de la lésion en distal
e,f - Prise de teinte. e - Natural die material (Ivoclar vivadent). f - Vita classical (Vita)
h,i - Situation finale après scellement, vue vestibulaire et occlusale.

Source : Regin et Mahdhaoui, « Les couronnes tout céramique. Partie 2, Quel choix dans le secteur postérieur ? », 2020.

Figure 39 : Analyse du cas clinique n°6



Source : Auteur, 2020.

Conclusion

Nous avons constaté la **variété des matériaux** utilisés dans la conception de couronne dentoportée en céramique. En analysant et comparant leurs propriétés, il plus aisé de comprendre leurs avantages et inconvénients et de ce fait leurs indications. Nous avons également souligné que le numérique ne peut pas toujours se substituer au travail artisanal dont la précision augmente souvent la valeur de l'élément prothétique. Cependant une bonne combinaison qui fait correspondre une sélection des matériaux adéquats, un traitement adapté, et de bonnes finitions peut donner naissance à une excellente pièce prothétique.

La sélection d'un système céramique (matériaux, technique et méthode de mise en forme) peut être définie en fonction de **l'analyse esthétique, mécanique, fonctionnelle et biologique** de la situation clinique. Ce choix doit être anticipé dans le plan de traitement de sorte que la préparation (réalisée selon le principe d'économie tissulaire) respecte les exigences mécaniques et esthétiques associées. Malgré cet outil d'analyse, on comprend à travers ce travail, qu'il est très difficile de proposer un guide complet de sélection, car plusieurs possibilités sont souvent recevables pour une même situation clinique.

Aujourd'hui le choix des matériaux dépend souvent du prothésiste dentaire seul. Pourtant, le chirurgien-dentiste, a une obligation de moyen et doit prodiguer des soins attentifs et conformes aux données acquises de la science, tant au stade du diagnostic et du choix du traitement que dans l'exécution des soins. C'est donc à lui qu'incombe le choix des matériaux. Toutefois, nous l'avons vu, la sélection du système adéquat n'est pas toujours évidente**, et un véritable travail d'équipe entre le praticien et le prothésiste peut alors s'établir**. Cette collaboration, envisageable uniquement si les deux acteurs sont intimes à l'univers des céramiques, leur permet d'échanger de manière pertinente pour choisir ensemble un système céramique adapté.

Lorsqu'il s'agit de choisir les matériaux et techniques appropriés, à la réalisation d'une couronne dento portée en céramique, on peut alors conseiller de :

- **Bien appréhender les systèmes céramiques existants**,
- **Saisir les éléments cliniques essentiels à travers une analyse objective et organisée** de la situation,
- Alimenter des échanges éclairés avec le prothésiste si nécessaire.

Ces éléments nous permettent, outre de réaliser des recommandations adaptées, d'**anticiper** en amont les éventuelles difficultés, et de comprendre en aval nos échecs thérapeutiques, pour mieux **progresser**.

Enfin, l'avènement de la **biomimétique** nous interroge sur cette quête constante de résistance de la part des fabricants. Là où toujours plus de solidité et de résistance sont recherchées, ne devrait-on pas utiliser des biomatériaux capables de mimer le comportement des tissus dentaires perdus ? [110]
Quel avenir, alors, pour la « full zircone » ? pour les PICN et les matériaux hybrides ? ou pour la conception même des couronnes dento-portées ? Les professionnels de la santé bucco-dentaire doivent rester au fait des développements en matière de matériaux et de protocoles pour en savoir plus…

[110] Mainjot, « Zircones. Partie 2, Restauration émailléées ou monolithiques ? : la quête de la résistance et de la translucidité ».

Bibliographie

Attal, J.-P., et G. Tirlet. « Le gradient thérapeutique : un concept médical pour les traitements esthétiques ». *I.D. L'information dentaire* 91, n° 41/42 (2009): 2561- 68.

Belser, U. « Changement de paradigmes en prothèse conjointe ». *Réalités cliniques* 21, n° 2 (2010): 79- 85.

Chevalier, J. « What future for zirconia as a biomaterial ? » *Biomaterials* 27, n° 4 (2006): 535- 43. https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.07.034.

Cheylan, J.-M., et C. Archien. « Biocompatibilité des métaux, alliages et céramiques dentaires. » *Réalités cliniques* 16, n° 2 (2005): 169- 86.

Daou, E. « The zirconia ceramic : strengths and weaknesses ». *The open dentistry journal* 8, n° 1 (2014): 33- 42. https://doi.org/10.2174/1874210601408010033.

Davarpanah, A. « Les matériaux CAD-CAM de type PICN (polymer-infiltrated ceramic network) : revue bibliographique de la littérature et applications cliniques ». Thèse d'exercice, Université Paris Descartes, 2019. https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02043190/.

Dejou, J. « Les céramiques ». Campus des biomatériaux dentaires, 2009. http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap17/site/html/cours.pdf.

Denry, I., et J. Kelly. « State of the art of zirconia for dental applications ». *Dental materials* 24, n° 3 (2008): 299- 307. https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.05.007.

Fehmer, V, C Hammerle, S Muhlemann, et I Sailer. « Criteria for the selection of restoration materials ». *Quintessence international* 45, n° 9 (2014): 723- 30. https://doi.org/10.3290/j.qi.a32509.

Ferrari, J.-L., et M. Sadoun. « Classification des céramiques dentaires ». *Les cahiers de prothèse*, n° 89 (1995): 17- 25.

Fron Chabouis, H., et J.-P. Attal. « Les restaurations partielles postérieures esthétiques en 2014 : choix du matériau en méthode indirecte ». *Réalités cliniques* 25, n° 4 (2014): 1- 6.

Fron Chabouis, H., S. Le Goff, S. Marniquet, et C. Moussally. « CFAO : les matériaux accessibles. Partie 1, Matériaux usinables : les céramiques vitreuses ». *Biomatériaux dentaires cliniques* 1, n° 2 (2016): 2- 10.

Gracis, S., V. Thompson, J. Ferencz, N. Silva, et E. Bonfante. « A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials ». *The international journal of prosthodontics* 28, n° 3 (2016): 227- 35. https://doi.org/10.11607/ijp.4244.

Grenade, C., M.-C. de Pauw-Gillet, P. Gailly, A. Vanheusden, et A. Mainjot. « Biocompatibility of polymer-infiltrated-ceramic-network (PICN) materials with human gingival fibroblasts (HGFs) ». *Dental materials* 32, nº 9 (2016): 1152- 64. https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.06.020.

Hallmann, L., P. Ulmer, et M. Kern. « Effect of microstructure on the mechanical properties of lithium disilicate glass-ceramics ». *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 82 (2018): 355- 70. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.02.032.

Hian da Silva, L., E. de Lima, R.-B. de Paula Miranda, S.-S. Favero, U. Lohbauer, et P.-F. Cesar. « Dental ceramics : a review of new materials and processing methods ». *Brazilian oral research* 31, nº 58 (2017): 133- 46. https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2017.vol31.0058.

Incau, E. d., J.-P. Pia, et J. Pivet. « Couleur et choix de la teinte en odontologie ». In *Esthétique en odontologie*, par M.-V. Berteretche, 23- 37. Malakoff: Edition CdP, 2014.

Jegou Saint-Jean, S. « Dental glasses and glass-ceramics ». In *Advanced ceramics for dentistry*, par J. Z. Shen, 255- 77. édité par T. Kosmac. Amsterdam: Elsevier, 2014.

Kelly, J. R., et P. Benetti. « Ceramic materials in dentistry : historical evolution and current practice ». *Australian dental journal* 56, nº Suppl 1 (2011): 84- 96. https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01299.x.

Kolakarnprasert, N., M. Kaizer, D.-K. Kim, et Y. Zhang. « New multi-layered zirconias : composition, microstructure and translucency ». *Dental materials* 35, nº 5 (2019): 797- 806. https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.02.017.

Kontonasaki, E., A. Rigos, C. Ilia, et T. Istantsos. « Monolithic zirconia : an update to current knowledge : optical properties, wear, and clinical performance ». *Dentistry journal* 7, nº 3 (2019): 90. https://doi.org/10.3390/dj7030090.

Kurt, M, et B Turhan Bal. « Effects of accelerated artificial aging on the translucency and color stability of monolithic ceramics with different surface treatments ». *The journal of prosthetic dentistry* 121, nº 4 (2019): 712.e1-712.e8. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.01.014.

Lamboy, B., et E. Luis. « Les compétences psychosociales : définition et état des connaissances ». *La santé en action*, nº 431 (2015): 12- 16.

Laplace, N. « Usure de l'émail opposé à des céramiques monolithiques en zircone et en disilicate de lithium : revue systématique de la littérature ». Thèse d'exercice, Université de Bordeaux, 2016. https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01291168.

Levasseur-Tonolini, C. « Le sourire dans la société : vecteur de bien-être psycho-social. » Thèse d'exercice, Université de Lille, 2019. https://pepite-depot.univ-lille2.fr/nuxeo/site/esupversions/4999cebb-c562-44d8-ba22-468dd02f0b82.

Levinas, E. *Ethique et infini : dialogues avec Philippe Nemo*. Paris: Fayard, 1982.

Magne, P., et U. Belser. *Restaurations adhésives en céramique sur dents antérieures : approche biomimétique*. Paris: Quintessence International, 2003.

Mainjot, A. « Dental ceramics : classification and indications ». In *Esthetics in dentistry*, édité par D. Schwartz-Arad. Berlin: Quintessence Publishing, 2016. https://orbi.uliege.be/handle/2268/199895.

———. « Zircones. Partie 1, À la rencontre de céramiques pas comme les autres ». *Biomatériaux dentaires cliniques* 3, nº 1 (2018): 2-11.

———. « Zircones. Partie 2, Restauration émailléées ou monolithiques ? : la quête de la résistance et de la translucidité ». *Biomatériaux dentaires cliniques* 4, nº 2 (2019): 10-21.

Margossian, P., G. Laborde, S. Koubi, G. Couderc, G. Maille, S. Botti, Y. Dinardo, et P. Mariani. « Propriétés optiques des systèmes céramocéramiques : implications cliniques ». *Réalités cliniques* 21, nº 3 (2010): 41-51.

Maroulakos, G, G Thompson, et E Kontogiorgos. « Effect of cement type on the clinical performance and complications of zirconia and lithium disilicate tooth-supported crowns : a systematic review. » *The journal of prosthetic dentistry* 121, nº 5 (2019): 754-65. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.10.011.

Mizrahi, B. « The anterior all-ceramic crown: a rationale for the choice of ceramic and cement ». *British dental journal* 205, nº 5 (2008): 251-55. https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2008.735.

Pegoraro, L-F, et M-J Santos. « Current all-ceramic systems in dentistry : a review ». *Compendium* 36, nº 1 (2015): 31-38.

Pia, J.-P., A. Soenen, et E. d. Incau. « Principes des préparations antérieures ». *I.D. L'information dentaire* 97, nº 29 (2015): 2-7.

Regin, M., et K. Mahdhaoui. « Les couronnes tout céramique. Partie 1, Couronne monolithique ou stratifiée ? » *Biomatériaux dentaires cliniques* 4, nº 2 (2019): 26-34.

———. « Les couronnes tout céramique. Partie 2, Quel choix dans le secteur postérieur ? » *Biomatériaux dentaires cliniques* 5, nº 2 (2020): 2-14.

Rekow, E.D., N.R.F.A. Silva, P.G. Coelho, Y. Zhang, P. Guess, et V.P. Thompson. « Performance of dental ceramics : challenges for improvements ». *Journal of dental research* 90, nº 8 (2011): 937-52. https://doi.org/10.1177/0022034510391795.

Rinke, S, A-K Pabel, M Rödiger, et D Ziebolz. « Chairside fabrication of an all-ceramic partial crown using a zirconia-reinforced lithium silicate ceramic ». *Case reports in dentistry* 2016, nº Article ID 1354186 (2016): 1-7. https://doi.org/10.1155/2016/1354186.

Rodrigues, S-B, P Franken, R-K Celeste, V Leitune, et F-M Collares. « CAD/CAM or conventional ceramic materials restorations longevity : a systematic review and meta-analysis ». *Journal of prosthodontic research* 63, nº 4 (2019): 389-95. https://doi.org/10.1016/j.jpor.2018.11.006.

Rosentritt, M, D Steiger, M Behr, G Handel, et C Kolbeck. « Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns ». *Journal of dentistry* 37, n° 12 (2009): 978-83. https://doi.org/10.1016/j.jdent.2009.08.003.

Tirlet, G., C Moussally, L. Coudray, et J.-P. Attal. « Esthétique du secteur antérieur. Couronnes céramo-céramiques : les préparations ». *I.D. L'information dentaire* 91, n° 31 (2009): 1692-98.

Vallée, J, H Warden, G Shika, A Karen, et H Foroud. « Selection guidelines for all-ceramic restorations ». *Decisions in dentistry* 3, n° 3 (2017): 24-28.

Wulfman, C., V. Koenig, M. Derbanne, N. Dupont, S. Le Goff, M.-L. Tang, L. Seidel, T. Dewael, A. Vanheusden, et A. Mainjot. « Aging of monolithic zirconia dental prostheses : protocol for a 5-year prospective clinical study using ex vivo analyses ». *Contemporary clinical trials communications* 4 (2016): 25-32. https://doi.org/10.1016/j.conctc.2016.06.001.

Wulfman, V., V Koenig, S. Bekaert, N. Dupont, S. Le Goff, M. Eldafrawy, A. Vanheusden, et A. Mainjot. « Clinical behavior of second-generation zirconia monolithic posterior restorations : two-year results of a prospective study with ex vivo analyses including patients with clinical signs of bruxism ». *Journal of dentistry* 91, n° 103229 (2019): 10. https://doi.org/10.1016/j.jdent.2019.103229.

Zarone, F, M-I Di Mauro, P Ausiello, G Ruggiero, et R Sorrentino. « Current status on lithium disilicate and zirconia : a narrative review ». *BMC Oral health* 19, n° 134 (2019): 14. https://doi.org/10.1186/s12903-019-0838-x.

Zhang, F, B Spies, J Vleugels, H Reveron, C Wesemann, W-D Müller, B van Meerbeek, et J Chevalier. « High-translucent yttria-stabilized zirconia ceramics are wear-resistant and antagonist-friendly ». *Dental materials* 35, n° 12 (2019): 1776-90. https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.10.009.

Zhang, Y., et J. R. Kelly. « Dental ceramics for restoration and metal veneering ». *Dental clinics of North America* 61, n° 4 (2017): 797-819. https://doi.org/10.1016/j.cden.2017.06.005.

Zhang, Y., et B. R. Lawn. « Novel zirconia materials in dentistry ». *Journal of dental research* 97, n° 2 (2018): 140-47.

Zhuang, Y., Z. Zhu, T. Jiao, et J. Sun. « Effect of aging time and thickness on low-temperature degradation of dental zirconia ». *Journal of prosthodontics* 28, n° 1 (2019): 404-10. https://doi.org/10.1111/jopr.12946.

Table des figures

Figure 1 : Schémas de frittage en phase solide (A) et liquide (B) 4
Figure 2 : Classification des céramiques dentaires selon leur microstructure 6
Figure 3 : Renforcement de la céramique par incorporation de particules cristallines 7
Figure 4 : Rôle du verre (silice) dans l'adhérence de la céramique vitreuse 8
Figure 5 : Couronne céramo-céramique ou monolithique 8
Figure 6 : Stratification de la céramique 10
Figure 7 : Étapes de mise en œuvre de la céramique pressée 11
Figure 8 : Chaîne de production de CFAO 12
Figure 9 : Lingotins IPS e.max PRESS (A) et Blocs IPS e.max CAD (B) : mise en forme 13
Figure 10 : Microstructures d' IPS e.max CAD (A) et d'IPS e.max PRESS (B) 14
Figure 11 : Formes allotropiques du Zirconium et stabilisation à l'oxyde d'Yttrium 18
Figure 12 : Durcissement par transformation de phase de la zircone 19
Figure 13 : illustration schématique du vieillissement hydrique (LTD) 20
Figure 14 : Nouvelle classification proposée pour les matériaux céramiques et apparentés 23
Figure 15 : Quelle place pour la couronne périphérique selon le gradient thérapeutique ? 34
Figure 16 : Cercle vertueux : le sourire dans la société, estime de soi, ouverture à l'altérité, vecteur de bien être psycho-social 36
Figure 17 : Résistance mécanique décroissante de couronnes monolithiques et stratifiées selon le matériau utilisé 41
Figure 18 : La luminosité s'apprécie facilement en retirant la chromaticité des couleurs 43
Figure 19 : Classification de la translucidité selon Yamamoto (1985) 43
Figure 20 : Teintier de moignon (IPS Natural Die Material d'Ivoclar Vivadent) permettant de relever la couleur d'un moignon dentaire dyschromié 45
Figure 21 : Épaisseur conséquente nécessaire pour masquer un pilier et son infrastructure 46
Figure 22 : Couronne en zircone monolithique sur 11 versus zircone stratifiée sur 21 52
Figure 23 : Exemple de substitution du volume manquant : reconstitution de piliers par composite. 59
Figure 24 : Forme de la limite cervicale pour une préparation périphérique tout céramique 59
Figure 25 : Ultra finition des marges cervicales 59
Figure 26 : Dyschromie prononcée de 21 nécessitant une situation de limite intra sulculaire 60
Figure 27 : Schéma récapitulatif des critères de sélection du système céramique 62
Figure 28 : Cas clinique n°1 - 11 à restaurer 63

Figure 29 : Analyse du cas clinique n°1 64
Figure 30 : Cas clinique n°2 - 11 à restaurer..... 64
Figure 31 : Analyse du cas clinique n°2 65
Figure 32 : Cas clinique n°3 - 21 à restaurer..... 66
Figure 33 : Analyse du cas clinique n°3 67
Figure 34 : Cas clinique n°4 - 45 à restaurer..... 67
Figure 35 : Analyse du cas clinique n°4 68
Figure 36 : Cas clinique n°5 - 14, 15 et 16 à restaurer..... 69
Figure 37 : Analyse du cas clinique n°5 70
Figure 38 : Cas clinique n°6 - 36 à restaurer..... 71
Figure 39 : Analyse du cas clinique n°6 71

Table des tableaux

Tableau 1 : Différentes génération de zircone selon Zhang et Lawn 22
Tableau 2 : Propriétés mécaniques de différentes céramiques dentaires 25
Tableau 3 : Résistance à la flexion du disilicate de lithium pressé à chaud et usiné par CFAO : différérentes translucidités 26
Tableau 4 : Propriétés optiques de différentes céramiques dentaires 28
Tableau 5 : Présentation des principales céramiques : récapitulatif 33
Tableau 6 : Module d'élasticité de différents substrats et matériaux de restauration 39
Tableau 7 : Couronnes périphériques : tableau indicatif des épaisseurs minimales de céramiques (en mm) permettant d'assurer leurs propriétés mécaniques propres 40
Tableau 8 : Couleur et « choix de la teinte » : paramètres fondamentaux et complémentaires 42
Tableau 9 : Aspect de la dent pilier 44
Tableau 10 : Infrastructure, exemple d'épaisseur minimale nécessaire pour masquer un support coloré 46
Tableau 11 : Alternatives thérapeutiques : espace prothétique faible : ≤ 1 mm 48
Tableau 12 : Alternatives thérapeutiques : 1 mm < Espace prothétique intermédiaire ≤ 1,5 mm 49
Tableau 13 : Alternatives thérapeutiques : espace prothétique suffisant > 1,5 - 2 mm 50
Tableau 15: Zircone monolithique, cut-back, micro-cut back ou zero cut-back selon Daniel Rondoni 54
Tableau 16 : Principes de base de préparation pour restaurations périphériques 58
Tableau 17 : Quelques éléments cliniques en faveur du scellement ou du collage 61

Annexes

Annexe 1 : Différents types de céramiques dentaires.

TABLE 12.1 (Continued)

Material	Crystalline Phase	Processing Method	Physical Properties	Clinical Indication
Lithium disilicate glass-ceramic (IPS emax®)	$Li_2Si_2O_5$	Hot press CAD/CAM	σ: 360/400 MPa; K_{Ic}: 2.25/2.75 MPa.m½; H: 5.8 GPa (Vickers); E: 95 GPa; CTE: $10.2 \times 10^{-6} K^{-1}$ (100–400°C). CTE: $10.5 \times 10^{-6} K^{-1}$ (100–500°C)	Resin-bonded laminate veneers, inlays and onlays, crowns, bridges in the anterior region up to premolars
Fluorapatite glass-ceramic (IPS e.max® Ceram)	$Ca_5(PO_4)_3F$	Powder slurries for the layering and firing technique	σ: 90 MPa; H: 5.4 GPa Vickers; CTE: $9.5 \times 10^{-6} K^{-1}$ (100–400°C)	Resin-bonded laminate veneers, veneering of lithium disilicate glass-ceramic and zirconia frameworks
Glass-infiltrated spinell (Vita In-Ceram® Spinell)	$MgAl_2O_4$	Slip casting CAD/CAM	σ: 400 MPa; K_{Ic}: 2.7 MPa.m½; E: 185 GPa; CTE: $7.7 \times 10^{-6} K^{-1}$	Inlays and anterior crowns
Glass-infiltrated alumina (Vita In-Ceram® Alumina)	Al_2O_3 (hexagonal phase)	Slip casting CAD/CAM	σ: 500 MPa; K_{Ic}: 3.9 MPa.m½; E: 280 GPa; CTE: $7.4.10^{-6} K^{-1}$	Laminate cores, crowns, abutments, anterior bridges
Glass-infiltrated zirconia (Vita In-Ceram® Zirconia)	ZrO_2 (yttria-stabilized tetragonal phase)	Slip casting CAD/CAM	σ: 600 MPa; K_{Ic}: 4.4 MPa.m½; E: 258 GPa; CTE: $7.8.10^{-6} K^{-1}$	Anterior and posterior crowns and bridges
Pure alumina (corundum)	Al_2O_3 (hexagonal phase)	CAD/CAM	σ: 500–700 MPa; K_{Ic}: 4.5 MPa.m½; E: 270–380 GPa; H: 12 GPa; CTE: $7.10^{-6} K^{-1}$	Laminate cores, crowns, 4-unit bridges
Yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals (Y-TZP)	ZrO_2/yttria-stabilized tetragonal phase)	CAD/CAM	σ: 900–1400 MPa; K_{Ic}: 6–10 MPa.m½; E: 205–210 GPa; H: 13.9 GPa; CTE: $10.5.10^{-6} K^{-1}$	Laminate cores, anterior and posterior crowns and bridges, abutments and implant bridges

(Continued)

TABLE 12.1 Types of Dental Ceramics

Material	Crystalline Phase	Processing Method	Physical Properties	Clinical Indication
Feldspathic porcelain	Amorphous glass	Powder slurries for the layering and firing technique	σ: 60–70 MPa; K_{Ic}: 0.92–1.26 MPa.m½; E: 70 GPa; H: 6 GPa; CTE: varying depending on application	Resin-bonded laminate veneers and veneering of metallic and ceramic cores
Reinforced feldspathic porcelain (aluminous, leucite, fibers)	Alumina, leucite, fibers	Powder slurries for the layering and firing technique Hot press	σ: 120–150 MPa; K_{Ic}: 1.5 MPa.m½; CTE: $16.0–17.3 \times 10^{-6} K^{-1}$ (multi-indication alloys); CTE: 13.8–$15.2 \times 10^{-6} K^{-1}$ (high gold content, reduced precious metal content, palladium-based and non-precious metal alloys); CTE: 16.0–$17.5 \times 10^{-6} K^{-1}$ (gold-palladium-silver alloys); CTE: $7.2–7.9 \times 10^{-6} K^{-1}$ (alumina, spinell, and zirconia glass-infiltrated ceramics); CTE: $9.0–10.5 \times 10^{-6} K^{-1}$ (zirconia)	Resin-bonded laminate veneers and crowns, veneering of multi-unit bridges
Fluormica glass-ceramic (tetrasilicic mica) (Dicor®) (Dicor® MGC (light/dark))	$K_2Mg_5Si_8O_{20}F_4$	Castable CAD/CAM	σ: 150 MPa, K_{Ic}: 1.4–1.5 MPa.m½; H: 162 MPa (Knoop), E: 70.3 GPa; CTE: $7.2 \times 10^{-6} K^{-1}$; S: 127/147 MPa; K_{Ic}: 1.4–1.5 MPa.m½; H: 3.3–3.5 GPa (Knoop); E: 68 GPa; CTE: $6.4 \times 10^{-6} K^{-1}$	Resin-bonded laminate veneers, anterior crowns, posterior inlays
Leucite glass-ceramic (IPS Empress® Esthetic and IPS Empress® CAD)	$KAlSi_2O_6$ (tetragonal phase)	Hot press CAD/CAM	σ: 160 MPa; K_{Ic}: 1.3 MPa.m½; H: 6.2 GPa (Vickers), E: 65 GPa; CTE: $16.6 \times 10^{-6} K^{-1}$ (100–400°C); CTE: $17.5 \times 10^{-6} K^{-1}$ (100–500°C)	Resin-bonded laminate veneers, inlays, onlays, and crowns

(Continued)

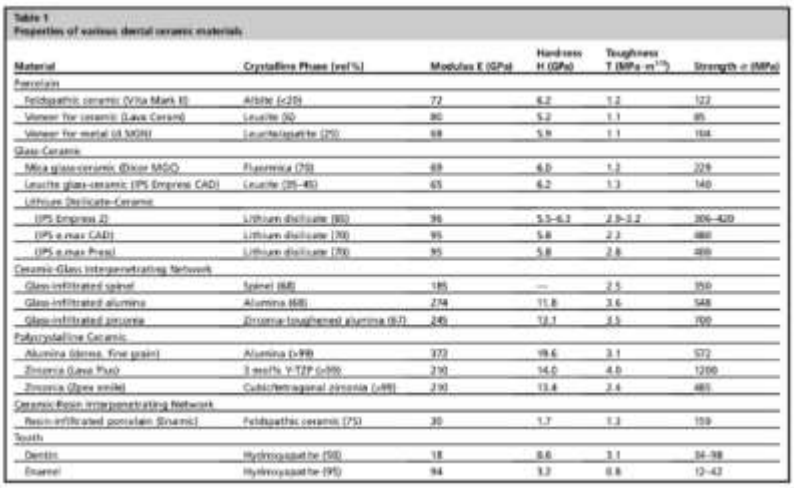
TABLE 12.1 (Continued)

Material	Crystalline Phase	Processing Method	Physical Properties	Clinical Indication
Enamel	≈ 90% $Ca_5(PO_4)_3OH$ (hydroxyapatite)		σ: 261–288 MPa (10 MPa if not supported by dentin); K_{Ic}: 0.6–1.5 MPa.m½; E: 70–100 GPa; H: 3–5 GPa.	
Dentin	≈ 70% $Ca_5(PO_4)_3OH$ (hydroxyapatite)		σ: 232–305 MPa; K_{Ic}: 3.1 MPa.m½; E: 15–30 GPa; H: 0.6 GPa.	

Abbreviations: σ, flexural strength; K_{Ic}, fracture toughness; H, hardness; E, Young's modulus; CTE, coefficient of thermal expansion.

Source : Jegou Saint-Jean, « Dental Glasses and Glass-Ceramics », 2014.

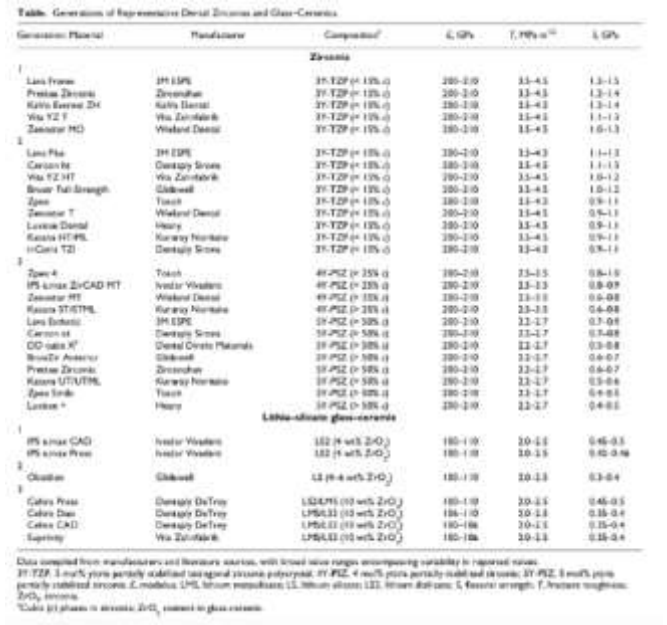
Annexe 2 : Propriétés de différentes céramiques dentaires.



Material	Crystalline Phase (vol %)	Modulus E (GPa)	Hardness H (GPa)	Toughness T (MPa·m$^{1/2}$)	Strength σ (MPa)
Porcelain					
Feldspathic ceramic (Vita Mark II)	Albite (<20)	72	6.2	1.2	122
Veneer for ceramic (Lava Ceram)	Leucite (x)	80	5.2	1.1	85
Veneer for metal (d.SIGN)	Leucite/apatite (25)	68	5.9	1.1	104
Glass-Ceramic					
Mica glass-ceramic (Dicor MGC)	Fluormica (70)	69	6.0	1.2	224
Leucite glass-ceramic (IPS Empress CAD)	Leucite (35–45)	65	6.2	1.3	140
Lithium Disilicate-Ceramic					
(IPS Empress 2)	Lithium disilicate (65)	96	5.5–6.3	2.5–3.2	306–420
(IPS e.max CAD)	Lithium disilicate (70)	95	5.8	2.2	360
(IPS e.max Press)	Lithium disilicate (70)	95	5.8	2.8	400
Ceramic-Glass Interpenetrating Network					
Glass-infiltrated spinel	Spinel (68)	185	—	2.5	350
Glass-infiltrated alumina	Alumina (68)	274	11.8	3.6	568
Glass-infiltrated zirconia	Zirconia-toughened alumina (67)	240	12.1	4.5	700
Polycrystalline Ceramic					
Alumina (dense, fine grain)	Alumina (>99)	372	19.6	3.1	572
Zirconia (Lava Plus)	3 mol% Y-TZP (>99)	210	14.0	4.0	1200
Zirconia (Zpex smile)	Cubic/tetragonal zirconia (>99)	210	13.4	2.4	480
Ceramic-Resin Interpenetrating Network					
Resin-infiltrated porcelain (Enamic)	Feldspathic ceramic (75)	30	1.7	1.3	159
Tooth					
Dentin	Hydroxyapatite (50)	18	0.6	3.1	34–98
Enamel	Hydroxyapatite (95)	94	3.2	0.8	12–42

Source : Zhang et Kelly « Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering », 2017.

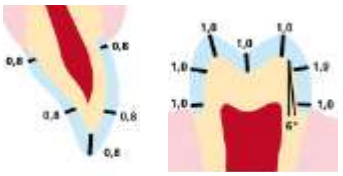
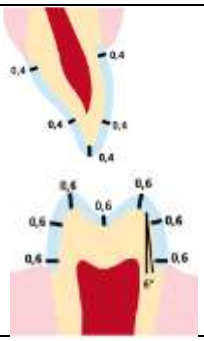
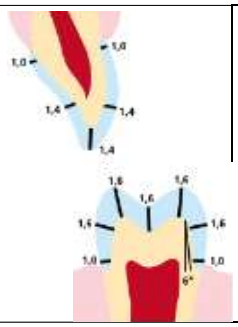
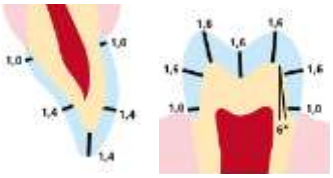
Annexe 3 : Différentes générations de zircone et vitrocéramique.



Generation/ Material	Manufacturer	Composition[a]	E, GPa	T, MPa·m$^{1/2}$	S, GPa
		Zirconia			
I					
Lava Frame	3M ESPE	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	1.3–1.5
Prettau Zirconia	Zirconzahn	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	1.3–1.4
Katana Zirconia ZH	Kuraray Noritake	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	1.3–1.4
Vita YZ T	Vita Zahnfabrik	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	1.1–1.3
Zenostar MO	Wieland Dental	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	1.0–1.3
II					
Lava Plus	3M ESPE	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	1.1–1.3
Cercon ht	Dentsply Sirona	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	1.1–1.3
Vita YZ HT	Vita Zahnfabrik	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	1.0–1.2
Bruxir Full Strength	Glidewell	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	1.0–1.2
Zpex	Tosoh	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	0.9–1.1
Zenostar T	Wieland Dental	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	0.9–1.1
Lucidor Dental	Heany	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	0.9–1.1
Katana HT-PBL	Kuraray Noritake	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	0.9–1.1
inCoris TZI	Dentsply Sirona	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	0.9–1.1
III					
Zpex 4	Tosoh	4Y-PSZ (< 35% c)	200–210	2.5–3.5	0.8–1.0
IPS e.max ZirCAD HT	Ivoclar Vivadent	4Y-PSZ (< 35% c)	200–210	3.5–3.5	0.8–0.9
Zenostar HT	Wieland Dental	4Y-PSZ (< 35% c)	200–210	3.5–3.5	0.6–0.8
Katana ST-STML	Kuraray Noritake	4Y-PSZ (< 35% c)	200–210	3.5–3.5	0.6–0.8
Lava Esthetic	3M ESPE	5Y-PSZ (> 50% c)	200–210	2.5–2.7	0.7–0.9
Cercon xt	Dentsply Sirona	5Y-PSZ (> 50% c)	200–210	2.5–2.7	0.5–0.8
DD cubic X[b]	Dental Direkt Materials	5Y-PSZ (> 50% c)	200–210	2.5–2.7	0.3–0.8
BruxZir Anterior	Glidewell	5Y-PSZ (> 50% c)	200–210	2.5–2.7	0.6–0.7
Prettau Zirconia	Zirconzahn	5Y-PSZ (> 50% c)	200–210	2.5–2.7	0.6–0.7
Katana UTML/UTML	Kuraray Noritake	5Y-PSZ (> 50% c)	200–210	2.5–2.7	0.5–0.6
Zpex Smile	Tosoh	5Y-PSZ (> 50% c)	200–210	2.5–2.7	0.4–0.5
Lucidor +	Heany	5Y-PSZ (> 50% c)	200–210	2.5–2.7	0.4–0.5
		Lithia-silicate glass-ceramic			
I					
IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent	LS2 (4 wt% ZrO_2)	100–110	2.0–2.5	0.45–0.5
IPS e.max Press	Ivoclar Vivadent	LS2 (4 wt% ZrO_2)	100–110	2.0–2.5	0.45–0.56
II					
Obsidian	Glidewell	LS (4–6 wt% ZrO_2)	100–110	2.0–2.5	0.3–0.4
III					
Celtra Press	Dentsply DeTrey	LS2/LMS (10 wt% ZrO_2)	100–110	2.0–2.5	0.45–0.5
Celtra Duo	Dentsply DeTrey	LMS/LS2 (10 wt% ZrO_2)	106–110	2.0–2.5	0.35–0.4
Celtra CAD	Dentsply DeTrey	LMS/LS2 (10 wt% ZrO_2)	100–106	2.0–2.5	0.35–0.4
Suprinity	Vita Zahnfabrik	LMS/LS2 (10 wt% ZrO_2)	100–106	2.0–2.5	0.35–0.4

Source : Zhang et Lawn « Novel zirconia materials in dentistry », 2018.

Annexe 4 : Céramiques à base de zircone chez IVOCLAR VIVADENT

CERAMIQUE	IPS e.max ZirCAD Prime	IPS e.max ZirCAD MT Multi	IPS e.max ZirCAD MT	IPS e.max ZirCAD LT	IPS e.max ZirCAD MO
Oxydes de zirconiums majoritaires	combinaison 3Y-TZP et 5Y-TZP	combinaison Email : 5YTZP 49% Dentine 4YZP 45%	4YTZP : 45%	3YTZP : 41 %	3YTZP : 35%
Résistance en flexion	1200 MPa	850 MPa	850 MPa	1200 MPa	1150 MPa
Translucidité	Dégradée (moyenne à élevée) 	Dégradée (moyenne à élevée) 	Translucidité moyenne	Faible translucidité 	Opacité moyenne
Technique de mise en œuvre applicable	- Glaçage - Maquillage - Cut-back - Stratification	- Glaçage - Maquillage - Cut-back	- Glaçage - Maquillage - Cut-back	- Glaçage - Maquillage - Cut-back - Stratification	- Stratification - Sur pressée - CAD-on
Couronne Monolithique ?					**Non**
Technique Cut-Back	Veiller à ce que la structure de la dent soit réduite de **1 mm** supplémentaire dans la zone de stratification prévue.				**Non**
Couronne Stratifiée ?		**Non**	**Non**		

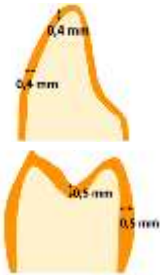
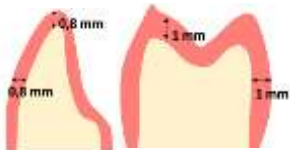
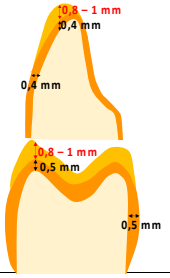
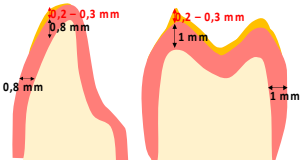
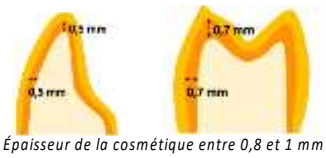
Céramiques pour la cosmétique des couronnes stratifiées :

IPS e.max ZirPress :
Lingotins de vitrocéramique à base de fluoroapatite pour la pressée sur armatures en IPS e.max ZirCAD et autres armatures en ZrO_2 présentant un Coefficient de Dilatation compris entre 10.5 et 11.0.

IPS e.max Ceram :
Céramique de stratification à base de fluoroapatite.

Source : Auteur, 2020.

Annexe 5 : Céramiques à base de zircone chez KATANA KURARAY

CERAMIQUE	KATANA™ Zirconia HT	KATANA™ Zirconia HTML	KATANA™ Zirconia STML	KATANA™ Zirconia UTML
Oxydes de zirconiums majoritaires	3Y-TZP	3Y-TZP	4Y-PSZ	5Y-PSZ
Résistance en flexion	1125 MPa	1125 MPa	746 MPa	557 MPa
Translucidité	Haute translucidé	Haute translucidité Dégradé du collet au bord libre	Super translucide Dégradé du collet au bord libre	Ultra translucide Dégradé du collet au bord libre
Technique de mise en œuvre applicable	- Glaçage - Maquillage - Stratification	- Glaçage - Maquillage - Cut-back - Stratification	- Glaçage - Maquillage - Micro Cut-back	- Glaçage - Maquillage - Micro Cut-back
Couronne Monolithique ?	**Non**			
Technique Cut-Back	**Non**			
Couronne Stratifiée ?	 *Épaisseur de la cosmétique entre 0,8 et 1 mm*		**Non**	**Non**

Céramiques cosmétiques pour technique de stratification et cut-back :

CERABIEN ZR (CZR) :
C'est un système céramique cosmétique pour la fabrication de toutes les couronnes en céramique sur des armatures en zircone.
A utiliser de manière traditionnelle.

CZR PRESS
Ce sont des lingots de céramique cosmétique qui sont pressés à haute température sur une armature en zircone HT ou HTML uniquement. L'épaisseur minimale de cette céramique est de 0,8 mm.

CZR PRESS LF
C'est une céramique cosmétique pour la caractérisation de CZR PRESS
Que l'infrastructure soit en zircone ou non.

FC PASTE STAIN
Céramique fluide pour finaliser la technique de stratification ou réaliser une micro stratification sur 0,2 – 0,3 mm sur une zircone monolithique translucide multicouche (UTML ou STML).

Source : Auteur, 2020.

Annexe 6 : Protocole d'assemblage de l'e.max (collage ou scellement)

COLLAGE DE L'EMAX

TRAITEMENT DE SURFACE DE L'INTRADOS DE L'EMAX :
1. Mordançage à l'acide fluorhydrique (HF) pendant 20s
2. Rinçage pendant 30s puis séchage.
3. Appliquer une couche de silane dans l'intrados au pinceau, laisser agir 1 min puis sécher.

LE TRAITEMENT DE LA SURFACE DE LA DENT :
1. Nettoyage de la préparation : brossette sur CA à faible vitesse avec de la ponce.
2. Rinçage + séchage.
3. Cotons salivaires + bandelettes de téflon sur les dents adjacentes (excès)

COLLAGE - TEMPS PAR TEMPS :
1. Mettre la colle dans l'intrados
2. Maintenir une pression digitale constante pendant 1 min.
3. Attendre la prise apparente de la colle
4. Eliminer les excès en maintenant la pression digitale.
5. Lâcher la pression, et passer un fil de soie sur les contacts proximaux.
6. Photopolymériser 2x40 secondes
7. Réglage de l'occlusion puis **polissage** des réglages occlusaux

SCELLEMENT DE L'EMAX

TRAITEMENT DE SURFACE DE L'INTRADOS DE L'EMAX :
1. Mordançage à l'acide fluorhydrique (HF) pendant 20s
2. Rinçage pendant 30s puis séchage.
3. Appliquer une couche de silane dans l'intrados au pinceau, laisser agir 1 min puis sécher.

LE TRAITEMENT DE LA SURFACE DE LA DENT :
1. Nettoyage de la préparation : brossette sur CA à faible vitesse avec de la ponce.
2. Rinçage + séchage.
3. Cotons salivaires + bandelettes de téflon sur les dents adjacentes (excès)
4. Traitement de surface au Fuji+ conditionneur.

SELLEMENT - TEMPS PAR TEMPS :
1. Mettre le CVIMAR dans l'intrados
2. Maintenir une pression digitale constante pendant 1 min.
3. Attendre la prise apparente du CVI
4. Eliminer les excès en maintenant la pression digitale.
5. Lâcher la pression, et passer un fil de soie sur les contacts proximaux.
6. Réglage de l'occlusion puis **polissage** des réglages occlusaux

Source : Auteur, 2020.

Annexe 7 : Protocole d'assemblage de la zircone (collage ou scellement)

COLLAGE DE LA ZIRCONE

Colle avec potentiel adhésif **(MDP)**

TRAITEMENT DE SURFACE DE L'INTRADOS DE LA CERAMIQUE :
1. Sablage de l'intrados à faible pression

LE TRAITEMENT DE LA SURFACE DE LA DENT :
1. Nettoyage de la préparation : brossette sur CA à faible vitesse avec de la ponce.
2. Rinçage + séchage.
3. Cotons salivaires + bandelettes de téflon sur les dents adjacentes (excès)

COLLAGE - TEMPS PAR TEMPS :
1. Mettre la colle dans l'intrados
2. Maintenir une pression digitale constante pendant 1 min.
3. Attendre la prise apparente de la colle
4. Eliminer les excès en maintenant la pression digitale.
5. Lâcher la pression, et passer un fil de soie sur les contacts proximaux.
6. Photopolymériser 2x40 secondes
7. Réglage de l'occlusion puis **polissage** des réglages occlusaux

SCELLEMENT DE LA ZIRCONE

TRAITEMENT DE SURFACE DE L'INTRADOS DE LA CERAMIQUE :
1. Sablage de l'intrados à faible pression

LE TRAITEMENT DE LA SURFACE DE LA DENT :
1. Nettoyage de la préparation : brossette sur CA à faible vitesse avec de la ponce.
2. Rinçage + séchage.
3. Cotons salivaires + bandelettes de téflon sur les dents adjacentes (excès)
4. Traitement de surface au Fuji+ conditionneur.

SELLEMENT - TEMPS PAR TEMPS :
1. Mettre le CVIMAR dans l'intrados
2. Maintenir une pression digitale constante pendant 1 min.
3. Attendre la prise apparente du CVI
4. Eliminer les excès en maintenant la pression digitale.
5. Lâcher la pression, et passer un fil de soie sur les contacts proximaux.
6. Réglage de l'occlusion puis **polissage** des réglages occlusaux

Source : Auteur, 2020.

Vu, le Directeur de thèse

Docteur Jean-Pierre ATTAL

Vu, le Doyen de l'UFR d'Odontologie - Montrouge

Professeur Louis MAMAN

Vu, le Président d'Université de Paris

Professeur Christine CLERICI

Pour le Président et par délégation,

Le Doyen Louis MAMAN

Restauration périphérique dento-portée en céramique : quel système choisir en fonction de la situation clinique ?

Résumé :

Il existe aujourd'hui de nombreux matériaux et procédés de fabrication permettant au chirurgien-dentiste de réaliser une couronne périphérique tout céramique. Cependant il n'y a pas de système idéal pouvant être utilisé en toutes circonstances. Cette thèse d'exercice a pour objectif d'aider le praticien à choisir un système céramique en fonction de la situation clinique rencontrée. Dans un premier temps, ce document présente les systèmes céramiques principaux existants, les différents procédés de fabrication et les propriétés associées aux matériaux. La seconde partie propose une analyse de facteurs cliniques qui peuvent guider le praticien dans la sélection du matériau tout-céramique lors de la réalisation d'une couronne périphérique. On en distingue quatre grandes catégories : mécanique, esthétique, biologique et fonctionnelle. Enfin dans un dernier temps, plusieurs cas cliniques permettent d'illustrer certains propos détaillés précédemment. Connaître les propriétés physiques et esthétiques de ces matériaux, mais aussi les critères cliniques décisifs, permettront au praticien d'orienter son choix et de se conformer aux meilleures recommandations possibles.

Discipline :

Matériaux dentaires

Mots clés français (fMeSH et Rameau) :

Couronnes -- Dissertation universitaire ; Prise de décision clinique -- Dissertation universitaire ; Restauration dentaire -- Thèses et écrits académiques ; Matériaux céramiques dentaires -- Thèses et écrits académiques

English keywords (MeSH) :

Crowns -- Academic Dissertation ; Clinical Decision-Making -- Academic Dissertation

Université de Paris

UFR d'Odontologie - Montrouge

1, rue Maurice Arnoux

92120 Montrouge