

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

Année 2020

N° 3683

CRITÈRES DE CHOIX DES CÉRAMIQUES DENTAIRES EN FONCTION DES SITUATIONS CLINIQUES

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

présentée et soutenue publiquement par

GREGUS Laurence

le 10/12/2020 devant le jury ci-dessous

Président : Monsieur le Professeur Yves AMOURIQ

Assesseur : Monsieur le Docteur François BODIC

Assesseur : Monsieur le Docteur Charles HIBON

Membre invité : Monsieur le Docteur Edouard LANOISELÉE

Directeur de thèse : Madame le Docteur Fabienne JORDANA

UNIVERSITE DE NANTES	
<u>Président</u> Pr BERNAULT Carine	
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE	
<u>Doyen</u> Pr GIUMELLI Bernard	
<u>Assesseurs</u> Dr RENAUDIN Stéphane Pr SOUEIDAN Assem Pr WEISS Pierre	
PROFESSEURS DES UNIVERSITES PRATICIENS HOSPITALIERS DES C.S.E.R.D.	
Mme ALLIOT-LICHT Brigitte M. AMOURIQ Yves M. BADRAN Zahi M. GIUMELLI Bernard M. LABOUX Olivier M. LE GUEHENNEC Laurent	M. LESCLOUS Philippe Mme LOPEZ-CAZAUX Serena Mme PEREZ Fabienne M. SOUEIDAN Assem M. WEISS Pierre
PROFESSEURS DES UNIVERSITES	
M. BOULER Jean-Michel	
MAITRE DE CONFERENCES DES UNIVERSITES	
Mme VINATIER Claire	
PROFESSEURS EMERITES	
M. JEAN Alain	
ENSEIGNANTS ASSOCIES	
M. GUIHARD Pierre (Professeur Associé)	Mme LOLAH Aoula (Assistant Associé)
MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES PRATICIENS HOSPITALIERS DES C.S.E.R.D.	ASSISTANTS HOSPITALIERS UNIVERSITAIRES DES C.S.E.R.D.
M. AMADOR DEL VALLE Gilles Mme ARMENGOL Valérie Mme BLERY Pauline M. BODIC François Mme CLOITRE Alexandra Mme DAJEAN-TRUDAUD Sylvie M. DENIS Frédéric Mme ENKEL Bénédicte M. GAUDIN Alexis M. HOORNAERT Alain Mme HOUCHMAND-CUNY Madline Mme JORDANA Fabienne M. LE BARS Pierre M. NIVET Marc-Henri M. PRUD'HOMME Tony Mme RENARD Emmanuelle M. RENAUDIN Stéphane Mme ROY Elisabeth M. STRUILLOU Xavier M. VERNER Christian	M. ALLIOT Charles Mme ARRONDEAU Mathilde Mme BARON Charlotte M. BOUCHET Xavier Mme CLOUET Roselyne M. GUIAS Charles Mme HASCOET Emilie Mme HEMMING Cécile M. HIBON Charles M. HUGUET Grégoire M. KERIBIN Pierre M. OUVRARD Pierre M. RETHORE Gildas M. SERISIER Samuel Mme TISSERAND Lise
PRATICIENS HOSPITALIERS	
Mme DUPAS Cécile (Praticien Hospitalier) Mme BRAY Estelle (Praticien Hospitalier Attaché) Mme LEROUXEL Emmanuelle (Praticien Hospitalier Attaché)	Mme QUINSAT Victoire (Praticien Hospitalier Attaché) Mme RICHARD Catherine (Praticien Hospitalier Attaché) Mme HYON Isabelle (Praticien Hospitalier Contractuel)

02/09/2020

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

REMERCIEMENTS

A mon président de thèse,

Monsieur le Professeur Yves AMOURIQ

Professeur des Universités

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

Docteur de l'Université de Nantes

Habilité à Diriger les Recherches

Département de Prothèses

Chef de Service d'Odontologie Restauratrice et Chirurgicale.

- NANTES -

Pour nous avoir fait l'honneur d'accepter la présidence de ce jury.

*Pour la qualité de votre enseignement, aussi bien théorique que clinique, tout au long de notre
cursus.*

Veillez recevoir l'expression de notre profond respect et nos sincères remerciements.

A ma directrice de thèse,

Madame le Docteur Fabienne JORDANA

Maître de Conférences des Universités

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

Docteur de l'Université de Bordeaux

Département de Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux,
Biophysique, Radiologie.

- NANTES -

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

Pour votre réactivité et votre disponibilité tout au long de ce travail.

Ainsi que pour la gentillesse que vous avez su nous témoigner tout au long de notre cursus.

Veillez trouver ici l'expression de notre haute considération et nos plus sincères remerciements.

Au membre du jury,

Monsieur le Docteur François BODIC

Maître de Conférences des Universités

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

Docteur de l'université de Nantes

Département de Prothèses.

- NANTES -

Pour nous avoir fait l'honneur de siéger dans ce jury.

Pour vos enseignements et vos précieux conseils, ainsi que pour votre bienveillance durant toutes ces années.

Veillez trouver ici l'expression de notre gratitude et nos sincères remerciements.

Au membre du jury,

Monsieur le Docteur Charles HIBON

Assistant Hospitalier Universitaire des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche Dentaires

Département de Prothèse.

- NANTES -

Pour nous avoir fait l'honneur de siéger dans ce jury.

Pour l'intérêt porté à notre travail ainsi que pour votre gentillesse.

Veillez recevoir nos sincères remerciements.

Au membre du jury,

Monsieur le Docteur Edouard LANOISELÉE

Ancien Assistant Hospitalier Universitaire des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche
Dentaires

Département de Prothèse.

- NANTES -

*Pour nous avoir fait l'honneur de siéger dans ce jury.
Pour la qualité de votre enseignement, votre investissement et votre pédagogie tout au long de
notre cursus,*

Veillez recevoir nos sincères remerciements.

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION	12
1 CLASSIFICATION.....	13
1.1 DEFINITION.....	13
1.2 CLASSIFICATION ANCIENNE, SELON LA TEMPERATURE DE FRITTAGE	13
1.3 CLASSIFICATION ACTUELLE.....	14
1.3.1 SELON LE PROCEDE DE MISE EN ŒUVRE	14
1.3.1.1 Céramique stratifiée sur matériau réfractaire ou infrastructure céramique	14
1.3.1.2 Céramique pressée.....	14
1.3.1.3 Céramique frittée puis infiltrée (technique de la barbotine).....	15
1.3.1.4 Céramique usinée (CFAO).....	15
1.3.2 SELON LA MICROSTRUCTURE	16
1.3.3 SELON LA NATURE CHIMIQUE.....	17
1.3.3.1 Céramiques feldspathiques	17
1.3.3.2 Vitrocéramiques	18
Céramiques renforcées à base de leucite	19
Céramiques renforcées à base de disilicate de lithium	20
Céramiques renforcées à base de silicate de lithium et nanocharges de zirconium	22
Vitrocéramiques fluoroapatites.....	23
1.3.3.3 Céramiques alumineuses infiltrées de verre	24
1.3.3.4 Céramiques polycristallines.....	25
Zirconium	25
Alumine dense	32
1.3.3.5 Céramiques à matrice résineuse	32
Céramiques infiltrées par réseau polymère RCIP.....	33
Nanocéramiques	35
Nanocéramiques flexibles.....	36
2 PROPRIETES DES CERAMIQUES DENTAIRES	36
2.1 COMPOSITION (ROLES DES CONSTITUANTS)	36
2.1.1 COMPOSITION MINERALOGIQUE	37
2.1.2 COMPOSITION CHIMIQUE	37
2.2 PROPRIETES MECANIQUES	39
2.2.1 MODULE D'ELASTICITE (MODULE DE YOUNG) ET RESISTANCE A LA TRACTION	39
2.2.2 RESISTANCE A LA COMPRESSION.....	41
2.2.3 RESISTANCE A LA FLEXION.....	42
2.2.4 TENACITE.....	44
2.2.5 DURETE (RESISTANCE A L'USURE DE LA CERAMIQUE ET ABRASION DE L'ANTAGONISTE NATUREL)	45
2.2.6 FACTEURS INFLUENÇANT LA RESISTANCE MECANIQUE	47
2.2.6.1 Taux de porosité	47
2.2.6.2 Température et Cycle de cuisson.....	47
2.2.6.3 Contraintes internes	48
2.2.6.4 Microstructure	48
2.2.6.5 Etat de surface	48

2.3 PROPRIETES PHYSIQUES.....	49
2.3.1 THERMIQUES	49
2.3.2 ELECTRIQUES.....	51
2.3.3 OPTIQUES.....	51
2.3.3.1 Définitions	51
2.3.3.2 Facteurs influençant les propriétés optiques.....	54
2.3.3.3 Propriétés optiques des tissus dentaires et des céramiques, point sur les zircons esthétiques	55
2.3.3.4 Vieillessement de la couleur et de l'aspect esthétique	56
2.3.4 CHIMIQUE	57
2.3.4.1 Aptitude au collage.....	57
2.3.4.2 Liaison céramo-céramique	57
<u>3 SITUATIONS CLINIQUES – CRITERES DE CHOIX.....</u>	58
3.1 PREPARATION DENTAIRE	58
3.1.1 EPAISSEUR MINIMALE.....	58
3.1.1.1 Généralités.....	58
3.1.1.2 Facettes.....	60
3.1.1.3 Inlays-Onlays-Overlays.....	60
3.1.1.4 Couronnes unitaires	61
3.1.1.5 Bridges.....	62
3.1.2 FORME DE PREPARATION.....	63
3.1.2.1 Généralités.....	63
3.1.2.2 Facettes.....	63
3.1.2.3 Inlays-Onlays-Overlays.....	63
3.1.2.4 Bridges.....	65
3.2 ESTHETIQUE.....	66
3.2.1 PARAMETRES INFLUENÇANT LE CHOIX DE LA CERAMIQUE.....	66
3.2.1.1 Couleur du substrat.....	66
3.2.1.2 Agent d'assemblage (résine composite).....	69
3.2.1.3 Espace disponible	70
3.2.1.4 Evolution de la couleur.....	70
3.2.2 CONSEILS PRATIQUES	74
3.2.2.1 La prise de teinte	74
3.2.2.2 La communication de la teinte au laboratoire et choix des matériaux	78
3.2.2.3 La validation clinique de la restauration et choix de la teinte de l'agent d'assemblage.....	78
3.2.3 POINT SUR LES ZIRCONES ESTHETIQUES.....	79
3.2.4 COMPARAISON ESTHETIQUE ENTRE RESTAURATIONS CERAMO-METALLIQUES ET CERAMO-CERAMIQUES.....	80
3.3 ASSEMBLAGE (SCELLEMENT/COLLAGE)	81
3.3.1 INDICATIONS.....	81
3.3.2 PROTOCOLES	82
3.3.2.1 Collage des céramiques feldspathiques et des vitrocéramiques	82
3.3.2.2 Collage des céramiques polycristallines.....	83
3.3.2.3 Collage des céramiques résineuses.....	86
3.4 TYPE DE PROTHESE ET TAUX DE SURVIE.....	87
3.4.1 DEFINITIONS	87
3.4.2 COMPLICATIONS ET ECHECS	87
3.4.3 TYPE DE MATERIAU EN FONCTION DU TYPE DE PROTHESE.....	88

3.4.3.1	Facettes.....	88
3.4.3.2	Inlays Onlays	89
3.4.3.3	Endocouronnes	92
3.4.3.4	Couronnes unitaires.....	92
3.4.3.5	Bridges.....	94
3.4.3.6	Prothèses sur implant.....	97
3.4.4	TYPE DE PROTHESE EN FONCTION DU TYPE DE CERAMIQUE.....	101
CONCLUSION.....		106
BIBLIOGRAPHIE		108
TABLE DES ILLUSTRATIONS.....		115
TABLE DES TABLEAUX.....		117

INTRODUCTION [1,2,3]

Le système céramo-métallique, encore utilisé aujourd'hui, est depuis longtemps considéré comme le *gold standard* en prothèse fixée. Avec un long recul clinique, d'excellentes propriétés mécaniques et un rendu esthétique intéressant, il offre un bon taux de survie et répond à toutes les indications. Néanmoins, afin d'obtenir un rendu naturel avec une translucidité suffisante et la teinte appropriée, il est nécessaire de masquer l'armature métallique. Pour ce faire, une épaisseur suffisante pour la céramique cosmétique doit être aménagée, rendant la préparation relativement délabrante. De plus, le risque de *chipping* reste un problème récurrent et le vieillissement de ces restaurations, avec l'apparition du joint métallique, pose des problèmes esthétiques.

Alors que désormais l'Odontologie se veut davantage biocompatible, conservatrice et esthétique, le système céramo-métallique semble aujourd'hui atteindre ses limites tandis que le tout céramique se présente comme une alternative légitime. Ce matériau a en effet fait l'objet, depuis plusieurs années, de nombreuses avancées technologiques. De nouvelles formes de céramiques, à l'image des céramiques hybrides résineuses, sont ainsi apparues. La zircone, longtemps considérée comme trop opaque, a été retravaillée afin d'offrir des formulations plus esthétiques. Enfin, la solution monolithique, rendue possible par l'avènement de la CFAO, permet désormais de produire des restaurations plus économes en tissus dentaires, et très performantes au niveau de l'esthétique et des propriétés mécaniques, tout en venant pallier le risque de *chipping* des restaurations céramo-métalliques et céramo-céramiques.

Les céramiques forment donc aujourd'hui une famille très diversifiée avec des matériaux aux propriétés multiples et différentes. Par conséquent, tous ne répondent pas aux mêmes indications et il devient difficile de les distinguer et d'en faire bon usage.

Afin de mieux appréhender cette vaste classe de matériaux et d'en poser les bonnes indications, il devient alors nécessaire d'en comprendre les propriétés respectives et de se poser les bonnes questions quant aux qualités requises face à une situation clinique donnée. Ce sont les objectifs poursuivis par ce travail.

Ainsi, une première partie exposera les différentes classifications remises à jour des céramiques dentaires et abordera les principales propriétés qui les caractérisent et les différencient. Une deuxième partie étudiera et comparera plus en détail les propriétés de ces matériaux et exposera les premières règles à suivre pour poser la bonne indication. Enfin, une troisième partie abordera les différents paramètres cliniques à prendre en compte pour choisir la céramique la plus adaptée.

1 Classification

1.1 Définition

Les céramiques sont des biomatériaux inorganiques (minéraux) composés majoritairement d'oxydes, de carbures, de nitrures et de borures. Elles comprennent des liaisons chimiques fortes de type ioniques ou covalentes. A l'exception des céramiques polycristallines, elles sont composées de deux phases : une phase vitreuse amorphe désordonnée (matrice de verre) ou résineuse (matrice polymère) dans laquelle est dispersée une phase cristalline ordonnée responsable des principales propriétés des céramiques. Elles se présentent dans un premier temps sous forme de poudre de granulométrie contrôlée obtenue par broyage. Cette poudre est ensuite densifiée et consolidée par un traitement thermique appelé le frittage [4,5].

Les céramiques sont utilisées en prothèse dentaire pour leurs propriétés mécaniques et esthétiques élevées. Elles constituent une bonne alternative aux alliages, résines composites et ciments verre ionomères. Leur utilisation est désormais étendue à l'implantologie et à l'orthodontie afin d'aboutir à une dentisterie purement céramique dépourvue de métal.

Plusieurs classifications ont progressivement été proposées, la plus utilisée étant la classification selon la composition et la microstructure puisque de ces caractéristiques majoritairement découlent les propriétés et ainsi les indications cliniques de chaque céramique.

1.2 Classification ancienne, selon la température de frittage

Le **frittage** est une étape transformant un corps poreux constitué de particules individuelles en un ensemble massique de compacité maximale en le portant à haute température, avec ou sans application de pression externe. Ce processus réduit ainsi la porosité du matériau mais s'accompagne alors d'une contraction de la pièce prothétique [4]. La température de frittage doit rester très inférieure à la température de fusion du matériau fritté. Les termes de « cuisson » ou de « fusion » lui sont souvent improprement associés puisque cette étape est décrite par l'Académie de Dentisterie prothétique comme étant une étape de chauffe sans fusion (« *heating without melting* », [5]).

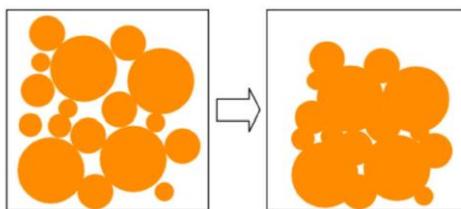


Figure 1 : Représentation schématique du processus de frittage [4]

Cette classification distingue plusieurs paliers de frittage, chacun ayant des indications différentes [1,4] :

- **Haute fusion (1289 à 1390°C)** pour les prothèses adjointes
- **Moyenne fusion (1090 à 1260°C)** pour les Jackets cuites sur platine
- **Basse fusion (870 à 1065°C)** pour l'émaillage d'infrastructure métallique de couronnes céramo-métalliques
- **Très basse fusion (660 à 780°C)** pour l'émaillage de titane et d'alliage à haute teneur en or de couronnes céramo-métalliques, et la réalisation de couronnes céramo-céramiques

1.3 Classification actuelle

1.3.1 Selon le procédé de mise en œuvre

1.3.1.1 Céramique stratifiée sur matériau réfractaire ou infrastructure céramique

Cette technique commence par la préparation de la « **masse** » (pâte céramique) par mélange de **poudre** avec un liquide à modeler. Cette masse est ensuite appliquée manuellement **couche par couche** sur l'infrastructure prothétique, elle-même positionnée sur un modèle en plâtre réfractaire (MPU, Modèle Positif Unitaire), et ce jusqu'à obtenir la forme, la teinte et la translucidité voulues. Cette technique fait appel à plusieurs types de masses :

- des *opaquer* très opaques afin de masquer des infrastructures métalliques,
- des masses dentine plus saturées et opaques,
- des masses incisales (destinées au montage des bords incisifs),
- des masses émail plus translucides.

Afin de diminuer la porosité de la céramique, chaque apposition est suivie de l'application d'un papier **buvard** pour éliminer l'excès de liquide, puis d'une étape de « cuisson » (**frittage**) sous vide pour éliminer le maximum de bulles d'air. La finition se fait par **glaçage** et **maquillage** suivie d'une **cuisson finale**. Un **sablage** à très faible pression permettra d'éliminer les derniers résidus du matériau réfractaire.

Cette technique s'accompagne d'une **rétraction de 40%** environ nécessitant de surdimensionner l'élément prothétique avant cuisson.

La stratification est utilisée lors de la confection de facettes céramiques, ou encore pour monter la céramique cosmétique sur une infrastructure prothétique [1].

1.3.1.2 Céramique pressée

Cette technique apparaît dans les années 1990. Ici, la céramique se présente sous la forme de **lingotins de céramique préalablement frittée**. Le procédé renvoie à la technique de la **cire perdue**. En effet, une maquette en cire reprenant la forme de la future prothèse est d'abord réalisée sur le MPU. Elle est ensuite enrobée dans un réservoir cylindrique (mise en revêtement). Un ébullantage fait fondre la cire, laissant la place vacante pour l'incorporation sous vide de la céramique (lingotin ramolli). La **pressée** est alors réalisée dans un four à température de 1180°C sous une pression de 5 bars (données valables pour le procédé IPS Empress®). Pour finir, la pièce est **sablée** et contrôlée.

Cette fois-ci la maquette originale est réalisée en **grandeur nature** puisque la céramique utilisée est préalablement frittée, évitant la contraction de prise au frittage. Dans cette technique, la **personnalisation de surface** de la restauration (teinte, translucidité) se fera soit par **maquillage** après pressée générale puis glaçage, soit par **stratification** de la céramique cosmétique sur l'infrastructure réalisée par pressée, avec notamment la technique du *cut back* du bord incisal pour la réalisation de facettes (le bord incisif est fraisé puis reconstruit par stratification).

La technique de pressée est utilisée notamment pour la confection de prothèses fixées partielles (inlays, onlays, facettes) et de couronnes (notamment pour la réalisation de la couche de céramique cosmétique sur infrastructure zircon) [1].

1.3.1.3 Céramique frittée puis infiltrée (technique de la barbotine)

Cette technique est comparable à celle de la stratification. Comme pour cette dernière, la céramique utilisée est sous forme de **poudre** (poudre d'alumine). Le mélange de celle-ci avec le liquide correspondant est appelée « **barbotine** ». La céramique peut être montée manuellement au pinceau ou par trempage de la réplique en plâtre du MPU dans la barbotine. Le trempage est rendu possible par la faible viscosité de la barbotine qui permet son étalement et l'épaisseur constante est fonction de la durée d'immersion. Après montage de la céramique sur son support, la cuisson est réalisée à une température de 1120°C pendant 2 heures **sans rétraction volumétrique**. L'élément prothétique résultant correspond à ce stade à une agglomération de cristaux d'alumine avec des lacunes disséminées entre eux. Le matériau est donc fragile et poreux. S'ensuit une étape d'**infiltration de verre** afin de combler les lacunes. Ce verre est obtenu par mélange de poudre de verre de lanthane de la teinte appropriée avec le liquide correspondant (de l'eau distillée en général), puis apposé sur l'extrados prothétique (le *die*). Le processus s'achève par une **deuxième cuisson**, cette fois à 1100°C pendant 4 heures, afin de fondre le verre et le faire pénétrer à l'intérieur des porosités encore présentes à ce stade. Enfin, le **fraisage** de l'excès de verre et le **sablage** de la pièce prothétique clôturent le processus.

La technique de la barbotine était utilisée pour la mise en œuvre d'infrastructures en céramique alumineuse infiltrée de verre (type céramique In-Ceram®). Elle est désormais remplacée par les techniques d'usinage [1].

1.3.1.4 Céramique usinée (CFAO)

Quasiment tous les types de céramiques peuvent désormais être mis en œuvre par usinage. Ce procédé apparu à la fin du XXe siècle (1973, par le professeur François Duret) est depuis en plein essor et s'est désormais largement démocratisé. On parle de procédé CFAO en France (Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur) ou de procédé *CAD-CAM* en anglais (*Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing*).

Elle se compose de 2 étapes après acquisition de la préparation (empreinte) : la **CAO** (Conception Assistée par Ordinateur, modélisation informatique d'une maquette virtuelle 3D de la future pièce prothétique via un logiciel de CAO) et la **FAO** (Fabrication Assistée par ordinateur, usineuse, machine-outil). Même si l'usinage reste possible à partir d'une empreinte conventionnelle chimico-manuelle, elle a permis l'introduction d'un nouveau type d'empreinte : l'**empreinte optique**, réalisée à l'aide d'une caméra optique.

On distingue 3 types de CFAO :

- la **CFAO directe** où la totalité de la chaîne de production est réalisée au cabinet (empreinte optique, CAO et FAO au fauteuil) ;
- la **CFAO indirecte** où une empreinte conventionnelle est réalisée au fauteuil, puis envoyée au laboratoire qui va la couler en un modèle en plâtre, celui-ci sera par la suite scanné (système optique par scanner laser ou système mécanique par palpeur) pour permettre ensuite les étapes de CAO et FAO au laboratoire, cette dernière pouvant être sous-traitée à un autre laboratoire (empreinte chimico-manuelle au fauteuil, CAO et FAO au laboratoire après y avoir scanné le modèle en plâtre issue de l'empreinte) ;
- la **CFAO semi-directe** où l'empreinte optique est réalisée au cabinet puis envoyée au laboratoire qui lancera directement la CAO et FAO (empreinte optique au fauteuil, CAO et FAO au laboratoire).

Actuellement, la CFAO indirecte reste la plus répandue même si, avec le développement des caméras optiques, la CFAO semi-directe prend de plus en plus d'importance.

La céramique usinable se présente alors sous forme de **blocs usinables pré-frittés ou totalement frittés**. La céramique pré-frittée dite tendre est plus facile à usiner (gain de temps et économie dans le coût de fabrication puisque moins d'usure des fraises) mais implique de surdimensionner la pièce prothétique qui subira une **rétraction de 20 à 30%** après frittage final. A l'inverse la céramique totalement frittée est plus difficile à usiner mais ne subit **pas de rétraction** puisque pas de frittage après l'usinage et semble moins sujette à la fracture.

Pour la **personnalisation de surface**, en plus des solutions évoquées pour la technique de pressée (**maquillage et glaçage** ou **stratification** de céramique cosmétique sur infrastructure usinée), on pourra ajouter l'utilisation de **blocs dégradés** pour usinage de pièces céramiques monolithiques.

Cette technique est utilisée pour la réalisation de couronnes et de bridges céramiques monolithiques mais aussi d'infrastructures céramiques.

1.3.2 Selon la microstructure

Comme évoqué précédemment, les céramiques comportent généralement 2 phases (une matrice et une phase cristalline). Selon la proportion de chacune et leur présence ou non, la **classification de Saadoun et Ferrari** distinguait jusqu'à présent 3 familles de matériaux céramiques : les céramiques vitreuses, les céramiques avec verre infiltré et les céramiques oxydes, dites également céramiques polycristallines, ou encore céramiques hautes performances. En raison des innovations technologiques réalisées depuis et des nouveaux matériaux désormais commercialisés, l'ADA (*American Dental Association*) a ainsi décidé de revoir la classification de ces matériaux avec l'apparition d'une nouvelle classe de céramiques : les céramiques « hybrides » à matrice résineuse.

Ainsi la nouvelle classification des matériaux pour restaurations céramiques distingue désormais ces matériaux de la façon suivante :

- Les céramiques à **matrice de verre** (céramiques comportant une matrice vitreuse et une phase cristalline),
- Les céramiques **polycristallines** (céramiques ne comportant qu'une phase cristalline),
- Les céramiques à **matrice résineuse** (céramiques comportant une matrice organique très chargée en particules céramiques) [6].

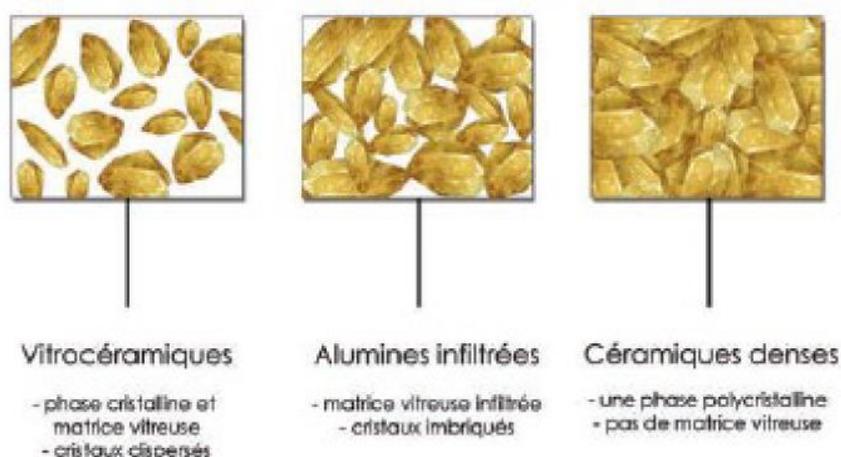


Figure 2 : Schéma de la microstructure des différentes familles de céramiques [7]

1.3.3 Selon la nature chimique

1.3.3.1 Céramiques feldspathiques (feldspathic ceramics)

Ce sont les premières céramiques à avoir trouvé leur indication en dentisterie, en 1774.

Ce sont également les céramiques qui comportent la **proportion la plus importante de phase vitreuse**.

Composition

Elles sont essentiellement composées de **feldspath** (composant la matrice de verre) et de **quartz** (composant la phase cristalline). Le feldspath (minéral naturel) ayant une résistance faible de l'ordre de 90 à 100 MPa, il a été nécessaire d'y ajouter des cristaux dispersés dans la masse vitreuse afin d'en améliorer les propriétés mécaniques.

Ainsi, parmi les oxydes principaux on trouve les **oxydes de silicium** (SiO₂) à hauteur de 55 à 78 %, composant la phase cristalline et la majeure partie de la phase vitreuse, et les **oxydes d'aluminium** (Al₂O₃) à moins de 10%, composant majoritairement la phase vitreuse, diminuant la translucidité et augmentant la résistance mécanique. On obtient ainsi de matrice de verre aluminosilicate.

Des **oxydes alcalins modificateurs** ont également été ajoutés. Il s'agit d'oxydes de sodium (Na₂O), de potassium (K₂O), de calcium (CaO), de lithium (Li₂O) et de dioxyde de titane (TiO₂) à hauteur de 10 à 17%, essentiellement modificateurs de la phase vitreuse.

Enfin, parmi les oxydes mineurs, on trouve des **opacifiants** à hauteur de 6 à 15% (ZrO₂, SnO₂, TiO₂), des **fondants** à hauteur de 0 à 5% (B₂O₃, Na₂B₄O₇) et des **colorants** (oxydes métalliques et terres rares) permettant d'obtenir différentes teintes de céramique. On retrouvera notamment le TiO₂ et le V₂O₅ pour le jaune, le Fe₂O₃ pour le marron, le CoO pour le bleu et le NiO pour le gris.

Ainsi, dans ce type de céramique, la phase cristalline ne représente que 20 à 30 % du volume, taux le plus faible par rapport aux autres types de céramiques. [4,8].

Propriétés

Les céramiques feldspathiques dans leur forme traditionnelle sont des céramiques caractérisées par des **propriétés mécaniques relativement faibles** par rapport aux autres catégories de céramiques (notamment une **résistance à la flexion plus faible**) mais par une **esthétique favorable** puisqu'elle rend possible une caractérisation en profondeur par l'incorporation de colorants et une disposition personnalisée de chaque détail grâce à la stratification manuelle. Ces caractéristiques expliquent les indications de ces céramiques. Etant utilisées pour recouvrir entre autre les infrastructures métalliques, elles doivent combiner une opacité suffisante à masquer le métal sous-jacent et une esthétique générale capable de s'intégrer aux dents naturelles adjacentes. Par ailleurs, elles doivent posséder un coefficient de dilatation thermique (CDT) aussi proche que possible de celui des alliages utilisés pour l'infrastructure afin de renforcer la liaison entre les deux couches et ainsi réduire le risque de *chipping* de la céramique de revêtement. Ce type de céramique est sensible au mordantage à l'acide fluorhydrique rendant ainsi possible son assemblage par **collage**.

Afin d'améliorer la résistance mécanique de ces premières céramiques feldspathiques, il a été ajouté de fortes concentrations d'oxyde de potassium (K₂O) notamment sous la forme de **leucite**. Il s'agit des céramiques feldspathiques nouvelle génération. La cristallisation s'y fait à des températures comprises entre 700 et 1200°C ce qui permet l'apparition de petits cristaux dispersés qui augmentent la résistance mécanique. Cependant cela modifie le CDT ainsi que la structure cristalline au refroidissement conduisant à une rétraction plus importante pouvant occasionner

l'apparition de fissures et rend incompatible la cuisson de ces céramiques sur infrastructure métallique [4].

Mise en forme

Elles sont le plus souvent mises en œuvre par technique de **stratification sur matériau réfractaire ou infrastructure céramique** et technique de la **barbotine** permettant une caractérisation personnalisée des pièces prothétiques. Cependant elles sont désormais depuis peu disponibles sous forme de **blocs usinables** totalement frittés qui les rendent plus résistantes (les premières versions usinables datent de 1985). Les pièces alors obtenues devront ensuite être maquillées et/ou glacées. Par ailleurs, par rapport aux autres céramiques, ces blocs sont plus tendres permettant alors une très grande précision des limites.

Formulations commerciales

Parmi les formulations commerciales les plus connues on pourra citer pour la version usinable Vitablocs® de VITA Zahnfabrik (**Vitablocs® Mark II** pour les blocs monochromes et **Vitablocs® TriLux forte et RealLife** pour les blocs polychromes). Pour la version destinée à la stratification manuelle on retrouve sur le marché VitaVM® 13 de VITA Zahnfabrik, IPS d.Sign de Ivoclar-Vivadent, GC Initial MC et Ceramco 3 de Dentsply. Concernant les colorants on pourra citer Vita Akzent Plus de VITA Zahnfabrik. Dans les techniques de *cut-back* pour la caractérisation des bords incisifs on retrouve notamment Vita VM 9 de VITA Zahnfabrik [3].

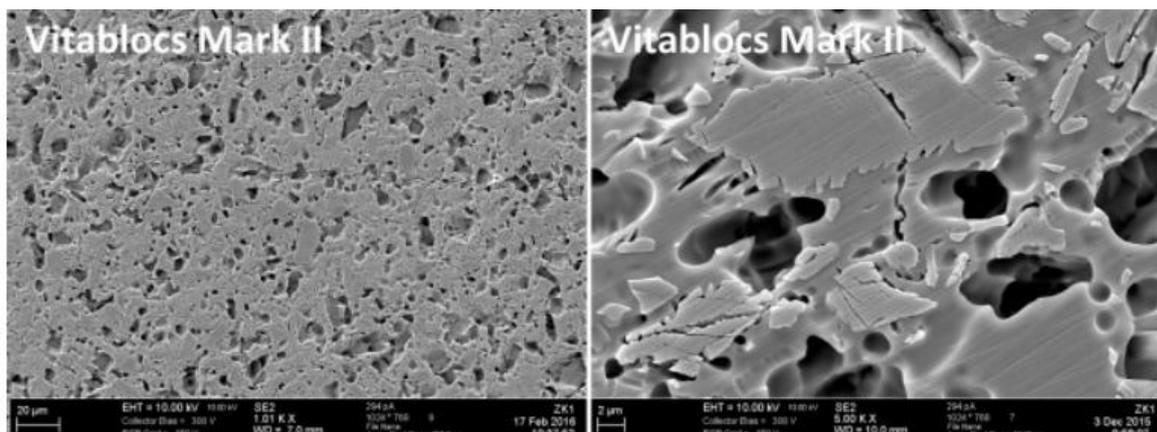


Figure 3 : Microstructure des céramiques feldspathiques (Vitablocs Mark II) obtenue par microscopie électronique à balayage (la céramique a été préparée par un polissage et un modançage à l'acide fluorhydrique à 5%) [9]

1.3.3.2 Vitrocéramiques (glass-ceramics)

Les vitrocéramiques, dites aussi **céramiques vitreuses**, se composent d'une matrice vitreuse à hauteur de 30 à 50%, et d'une phase cristalline plus importante que pour les céramiques feldspathiques. Les cristaux sont **uniformément dispersés** au sein de la matrice et **orientés aléatoirement**, ceci afin de renforcer la résistance de la céramique et de s'opposer à la propagation des fissures. Ils apparaissent par une **crystallisation contrôlée et partielle** de la matrice de verre soumise à un traitement thermique à une température située entre la température de fusion de la phase vitreuse (plus élevée) et celle des cristaux (plus faible). La cristallisation est donc volontaire et se réalise en 2 étapes : il y a d'abord apparition des cristaux (**nucléation**) puis **croissance** de ceux-ci grâce à la présence de catalyseurs de germination (germinateurs). Le matériau passe alors d'un état monophasé composé de verre à un état biphasé composé de cristaux dispersés au sein d'une matrice de verre [4,8].

Il existe originellement 2 formes commerciales ; **Dicor®** (à base de micatetrafluorosilicate) et **Cerapearl®** (CaO, P₂O₅, SiO₂ ; cristaux de structure proche des cristaux d'hydroxy-apatite). Puis l'ajout de différents cristaux (leucite, disilicate de lithium, fluoroapatite) a permis d'obtenir des vitrocéramiques plus résistantes.

*** C**éramiques renforcées à base de leucite (*leucite-reinforced ceramic*)

Suite à l'apparition des premières céramiques feldspathiques, la composition de celles-ci a été retravaillée par l'ajout de nouveaux composants afin d'en améliorer les propriétés mécaniques et physiques. Ainsi sont apparues les céramiques feldspathiques renforcées à la leucite en 1991.

Composition

Ces céramiques comprennent une matrice de verre aluminosilicate composée de **dioxyde de silice** (SiO₂) à hauteur de 60 à 65 % et d'**oxyde d'aluminium** (Al₂O₃) à hauteur de 19 %. Ces oxydes augmentent la translucidité, la fluorescence et l'opalescence de ces céramiques. Au sein de cette matrice sont dispersés des cristaux de **leucite** (K₂O Al₂O₃ 4SiO₂, mélange de silice avec des oxydes d'aluminium et de potassium) à hauteur de **35 à 45 %** et de diamètre de 1 à 8 µm. Ces derniers augmentent la résistance à la flexion et absorbent davantage de forces arrêtant ou ralentissant ainsi la propagation des fissures. Les cristaux sont dispersés de façon plus harmonieuse que les céramiques feldspathiques classiques au sein de la matrice de verre grâce au processus de **crystallisation de surface** [3]. Les cristaux ainsi disposés renforcent là encore la résistance à la fracture. De plus, la différence de CDT entre les cristaux de leucite et le verre aluminosilicate engendre des forces compressives tangentielles autour des cristaux permettant la déflexion des fissures et l'augmentation de la résistance mécanique de ces céramiques [2]. Pour finir, l'indice de réfraction de la leucite étant très proche de celui du verre aluminosilicate, cela explique le potentiel esthétique élevé de ces céramiques.

Propriétés

Ainsi les céramiques feldspathiques à base de leucite ont, grâce à l'ajout de leucite, des **propriétés mécaniques et esthétiques améliorées** par rapport aux feldspathiques traditionnelles. Cependant la leucite va également augmenter le CDT de ces céramiques qui devient incompatible puisque trop éloigné du CDT des alliages métalliques des chapes pour reconstructions céramo-métalliques. Ainsi, les feldspathiques renforcées à la leucite ne peuvent être utilisées que dans le cadre de **restaurations tout céramique**. De plus, en dépit des modifications apportées par rapport aux feldspathiques traditionnelles, elles restent toujours plus faibles que les autres catégories de céramiques avec notamment une **résistance à la flexion relativement inférieure** ce qui explique les indications similaires entre les céramiques feldspathiques traditionnelles et les feldspathiques renforcées à la leucite. Par ailleurs, les cristaux de leucite se dissolvant plus rapidement que la matrice de verre, ces céramiques sont donc mordançables à l'acide fluorhydrique et son assemblage se fait par **collage**.

Mise en forme

Traditionnellement c'est la technique de **pressée** à haute température (**pressée à 1075°C**) qui est utilisée pour la confection de ces céramiques. La restauration pourra être entièrement élaborée par pressée pour les systèmes monolithiques (un maquillage sera nécessaire dans un second temps). Cependant il sera également possible de ne réaliser que l'infrastructure par pressée puis monter la céramique de recouvrement par stratification manuelle à l'aide d'une céramique feldspathique. A la technique de pressée s'ajoute désormais pour ces céramiques la technique

d'**usinage** sous forme de blocs totalement frittés de composition et microstructure identique. Cette dernière est notamment utilisée pour la réalisation d'inlay-onlays collés. Les pièces obtenues seront caractérisées par application de colorants en pâte suivie d'une dernière cuisson.

Formulations commerciales

Parmi les formulations les plus connues on retrouve ainsi l'IPS **Empress**® de Ivoclar Vivodent (**Empress**® I devenu **Empress**® **Esthetic** pour la technique de pressée et **Empress**® **CAD** pour les blocs usinables) ou encore pour les versions destinées à la technique de pressée **PM9**® de VITA Zahnfabrik, **Pradigm C**® de 3M ESPE ou encore **Finesse**® de Dentsply.

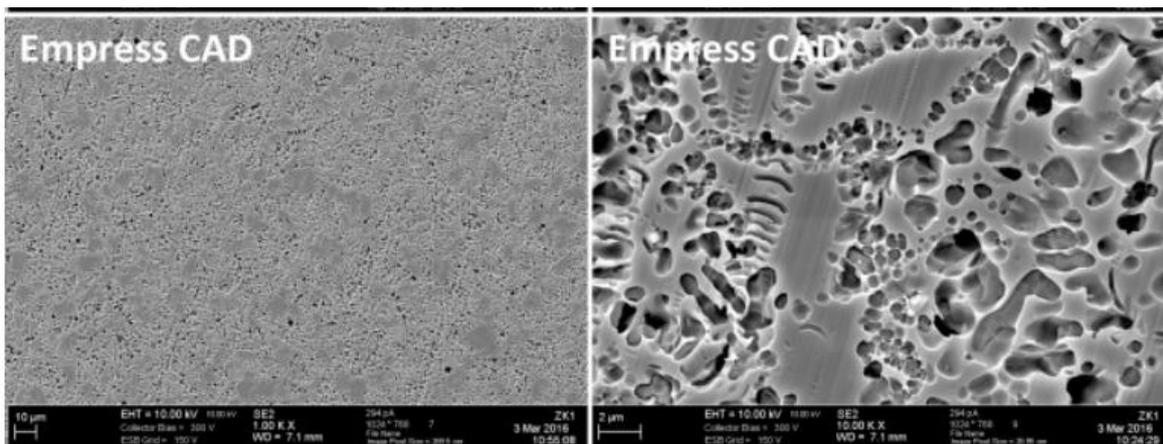


Figure 4 : Microstructure des vitrocéramiques à base de leucite (Empress CAD) obtenue par microscopie électronique à balayage (la céramique a été préparée par un polissage et un mordantage à l'acide fluorhydrique à 5%) [9]

**** Céramiques renforcées à base de disilicate de lithium (lithium disilicate ceramic)**

Ces céramiques apparaissent quelques années après les feldspathiques renforcées à la leucite (1998) dans l'optique d'obtenir une céramique toujours plus esthétique et résistante tout en restant compatible avec un collage optimal.

Composition

Ces céramiques sont composées de quartz, d'oxydes (oxyde de lithium, oxyde d'alumine, oxyde de potassium, oxyde phosphorique) et d'adjuvants. Ici, la phase cristalline a une nouvelle fois été augmentée puisqu'elle représente **70%** de la composition. Elle est cette fois-ci constituée de cristaux de disilicate de lithium ($\text{Li}_2\text{O} \cdot 2\text{SiO}_2$) hautement imbriqués servant à renforcer la résistance à la flexion.

Les céramiques feldspathiques renforcées au disilicate de lithium existent sous deux formes différentes selon qu'elles sont mises en œuvre par **pressée** ou par **usinage**. Les cristaux pour chacune de ces techniques sont ainsi différents. Pour la pressée, les cristaux prennent la forme de bâtonnets de longueur 3 à 6 µm et de diamètre 1 µm tandis que pour la CFAO les cristaux sont plus petits puisque d'une longueur de 0,5 à 5 µm. Ainsi la forme pressée présente une résistance à la flexion légèrement supérieure mais est davantage abrasive vis-à-vis de l'antagoniste et a une ténacité réduite [3,10].

Mise en forme

La mise en œuvre de ces céramiques nécessite une **crystallisation en deux phases**. Les cristaux de disilicate de lithium passent ainsi par plusieurs stades. Les lingotins pour la pressée et les blocs usinables pour la CFAO sont tous deux obtenus en mélangeant une poudre de silice avec une poudre de disilicate de lithium. Ceci se poursuit par la précipitation de ces cristaux. Le mélange est pour finir soumis à une **pressée à 900-920°C** (température inférieure à la température de pressée des céramiques feldspathiques à base de leucite) permettant la dissolution des cristaux de silice dans les cristaux de disilicate de lithium. Tout au long de ce processus, les cristaux sont d'abord présents sous forme de cristaux d'**orthosilicate de lithium** (Li_4SiO_4), puis de cristaux de **métasilicate de lithium** (Li_2SiO_3), et enfin de cristaux de **disilicate de lithium** ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$).

La fabrication des lingotins pour la pressée se fait jusqu'à atteindre le niveau de cristallisation final de la céramique. Les **blocs usinables** pour la CFAO sont quant à eux **partiellement cristallisés** dans un premier temps. Les blocs se présentent alors sous forme de blocs bleus contenant 40% de cristaux de métasilicate de lithium d'une taille moyenne de 0,2 à 1 μm . Sous cette forme, les blocs sont en effet plus tendres afin de faciliter l'usinage et permettre les ajustements en bouche (dans le cadre de la CFAO directe). Une fois usinées et ajustées, les pièces prothétiques devront subir un dernier traitement thermique à 850°C réalisé sous vide pendant 30 minutes afin de compléter la cristallisation et obtenir les cristaux de disilicate de lithium, conférant ainsi les propriétés mécaniques et esthétiques finales à la céramique (passage d'une résistance à la flexion de $130 \pm 30 \text{ MPa}$ à $360 \pm 60 \text{ MPa}$).

La caractérisation de surface se fera par **maquillage** dans le cas d'une restauration monolithique ou par **stratification** d'une céramique feldspathique dans le cas d'une restauration avec armature. Cette deuxième option sera à favoriser aussi bien en secteur antérieur puisque la stratification aura un résultat esthétique meilleur, qu'en secteur postérieur lorsque l'espace prothétique le permet. En effet, la céramique feldspathique de recouvrement étant plus tendre elle est moins abrasive vis-à-vis de l'antagoniste naturel.

Formulations commerciales

Le système le plus connu est l'IPS e.max® de Ivoclar Vivadent (**IPS e.max® Press** pour la technique de pressée, **IPS e.max® CAD** pour la CFAO) ainsi que l'**Empress® II**.

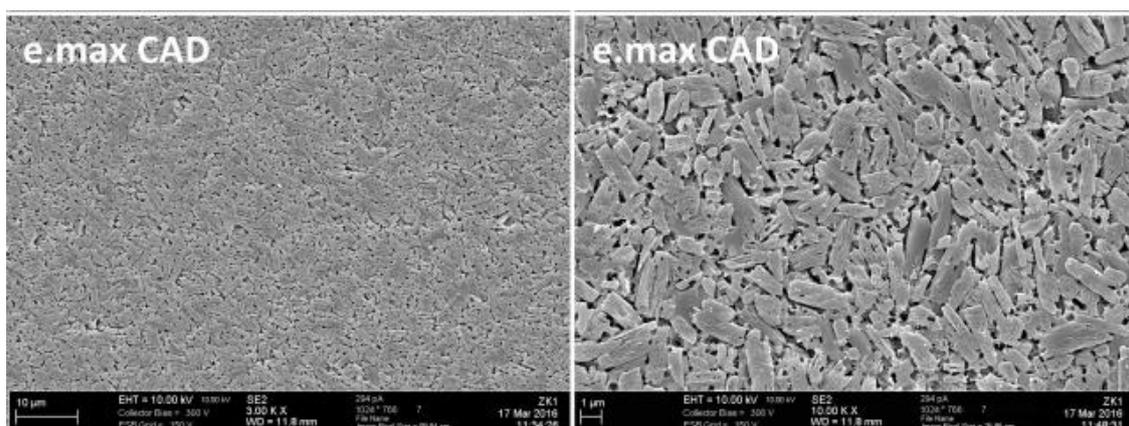


Figure 5 : Microstructure des vitrocéramiques à base de disilicate de lithium (e.max CAD) obtenue par microscopie électronique à balayage (la céramique a été préparée par un polissage et un mordantage à l'acide fluorhydrique à 5%) [9]

Propriétés

Ces céramiques possèdent des **propriétés mécaniques élevées** (notamment une résistance à la flexion importante) et un **excellent potentiel de collage** puisque la phase cristalline est plus importante. Elles ont également une **esthétique élevée et modulable** puisqu'elle propose une large gamme de teintes et de translucidités. Ce sont ainsi des céramiques aux indications très larges. Afin que le prothésiste puisse faire le bon choix parmi ces possibilités, il faudra lui transmettre correctement les informations dont il aura besoin. Pour cela, la teinte des tissus dentaires résiduels après préparation de la dent sera à relever à l'aide d'un **teintier spécifique** (par exemple le *Die Material* de Ivoclar Vivadent) et une **photographie** de la dent préparée avec la référence de la teinte devra être jointe aux empreintes. Comme pour les céramiques feldspathiques à base de leucite, la **différence de CDT** entre les cristaux de disilicate de lithium et la matrice de verre engendre des forces compressives autour des cristaux. Cela permet la déflexion des fissures et l'augmentation de la résistance mécanique de ces céramiques. De même, la disposition des cristaux obtenue par la pressée à haute température (**cristaux hautement imbriqués avec une très faible porosité résiduelle** de l'ordre de 1%) va elle aussi contribuer à la déflexion des fissures. Là encore l'assemblage se fait par **collage** puisque ces céramiques sont sensibles au mordantage à l'acide fluorhydrique mais davantage que les deux autres céramiques feldspathiques abordées. L'autre différence est qu'ici c'est la matrice qui va être dissoute, révélant ainsi le réseau cristallin qu'elle contient (cristaux fins et allongés, aléatoirement orientés, densément distribués). Cette céramique est donc un matériau polyvalent très utilisé avec de **nombreuses indications** [11, 12]. Il ne peut cependant être utilisé, comme pour les feldspathiques renforcées à la leucite, que pour des **restaurations tout céramique** en raison de son CDT incompatible avec celui des alliages métalliques utilisés pour réaliser les chapes de restaurations céramo-métalliques.

- ➔ Les céramiques feldspathiques renforcées au disilicate de lithium sont ainsi, avec la zircone, des céramiques devenues incontournables en prothèse tout céramique et sont largement étudiées à travers la littérature scientifique.

*** Céramiques renforcées à base de silicate de lithium et nanocharges de zircone (zirconia-reinforced lithium silicate ceramic)**

Ces céramiques sont apparues récemment (2013) et découlent de l'optimisation des feldspathiques renforcées au disilicate de lithium.

Composition

Une première évolution par rapport à ces dernières a été de rajouter aux cristaux de silicate de lithium **10% de nanocharges de zircone** améliorant encore les propriétés mécaniques et optiques. Le deuxième changement notable est que les **cristaux sont plus fins** (0,6 à 0,8 μm). Cela permet un usinage et polissage plus aisés et une abrasivité moindre vis-à-vis de l'antagoniste naturel. On retrouve ainsi une phase cristalline duale composée de cristaux très fins de métasilicate de lithium (25%) et de disilicate de lithium (11%). La matrice de verre quant à elle est renforcée par l'adjonction de cristaux de dioxyde de zirconium qui agissent également comme des agents de nucléation tout en restant dispersés dans le verre sans fusionner avec les deux autres cristaux. Ces céramiques comprennent également une grande quantité de silice (55 à 65% du poids). Cependant ici la silice ne diminue pas les propriétés mécaniques du fait de la présence des cristaux de lithium (15 à 21 % du poids) et de zircone (8 à 12 % du poids).

Mise en forme

Leur mise en œuvre se fait uniquement par **usinage**. Elle est comparable à celle des feldspathiques renforcées au disilicate de lithium. Comme pour ces dernières, les blocs existent sous forme **partiellement cristallisés** à cuire après usinage, le temps de cuisson étant cependant plus court (8 minutes à 840°C).

Formulations commerciales

Le système le plus connu est **Vita Suprinity® PC** de VITA Zahnfabrik. Mais pour les feldspathiques à base de silicate de lithium renforcé par nanocharges de zircone, les blocs existent aussi sous forme totalement cristallisée. C'est le cas par exemple de **Celtra™ Duo** de Dentsply et **Vita Suprinity® FC** de VITA Zahnfabrik. Cette forme engendre cependant une grande réduction de la résistance mécanique. Elle nécessitera quand même une dernière cuisson après usinage afin de retrouver presque intégralement ses propriétés. La caractérisation de surface se fera par **colorants** ou par **stratification** manuelle après technique de *cut-back* des bords incisifs ou faces occlusales.

Propriétés

Cette association cristalline procure à ces céramiques des propriétés optiques intéressantes **comparables à celles d'une dent naturelle**. En effet, leur opalescence est comparable à celle de l'émail. Ceci s'explique par la taille des cristaux qui correspond à celle des longueurs d'onde de la lumière naturelle. Leur fluorescence est également proche de la dent naturelle du fait de la proportion importante que prend la phase vitreuse. Leurs propriétés mécaniques sont significativement meilleures par rapport aux feldspathiques renforcées au disilicate de lithium. Enfin, ces céramiques sont sensibles à l'acide fluorhydrique (dissolution de matrice vitreuse), donc assemblage par **collage**.

**** Vitrocéramiques fluoroapatites (fluorapatite glass-ceramics)**

On parle aussi de **vitrocéramiques à base de nano-fluoroapatite**. Elles sont apparues en même temps que les céramiques renforcées au disilicate de lithium en 1998.

Composition

Elles contiennent des **cristaux fluoroapatite** $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$ enrobés dans une matrice de verre. Ces cristaux sont de **tailles variées**. Certains de longueur 300 nm et de diamètre 100 nm sont responsables de l'opalescence de ces céramiques, tandis que d'autres sont plus épais (longueur de 2 à 5 μm et diamètre de 300 nm) et alignés différemment. Ces céramiques se composent également d'une grande quantité de **silice** (60% du poids) et d'une faible quantité d'**alumine** (12 % du poids).

Formulations commerciales

Parmi les systèmes commercialisés nous pouvons citer ceux de Ivoclar Vivadent tels que **IPS e.max® Ceram** sous forme de poudre majoritairement utilisées pour la stratification et **IPS e.max® ZirPress** sous forme de lingotins pour la technique de surpressée sur armature zircone. L'IPS e.max® Ceram étant plus poreux du fait de sa mise en œuvre (stratification manuelle par mélange poudre/liquide) sa résistance à la flexion est inférieure à celle de IPS e.max® ZirPress.

Propriétés

De façon générale, ces céramiques sont plus faibles mécaniquement par rapport aux autres céramiques que nous venons de voir. Leur **résistance à la flexion est plus faible** que les autres céramiques ce qui les contre-indique pour la réalisation d'armatures prothétiques pour les restaurations tout céramique. Elles se démarquent cependant par leurs **propriétés esthétiques exceptionnelles**. Ceci est lié aux cristaux de fluoro-apatite qui permettent de moduler finement les paramètres esthétiques tels que la translucidité, l'opalescence et la luminosité. Elles permettent ainsi la fabrication de restaurations au rendu est très proche de la dent naturelle et à la luminosité inégalée [13].

Evolution

Afin d'améliorer ces vitrocéramiques fluoroapatites, les **vitrocéramiques fluorophlogopites** viennent compléter cette catégorie. Elles semblent avoir des propriétés similaires aux autres vitrocéramiques en termes de propriétés mécaniques, d'efficacité d'usinage et de capacité de mordantage. Elles sont même davantage biocompatibles puisqu'elles relarguent des fluorures. [3]

1.3.3.3 Céramiques alumineuses infiltrées de verre (glass-infiltrated ceramics)

Ces céramiques, bien que beaucoup utilisées par le passé, sont **désormais abandonnées** au profit de la zircone et des céramiques feldspathiques à base de disilicate de lithium ayant des propriétés mécaniques plus élevées et des propriétés optiques comparables ; mais également au profit des céramiques hybrides infiltrées d'un réseau polymère nouvellement apparues qui reposent sur le même type de microstructure.

Composition

Elles se composent d'une **matrice vitreuse** en proportion plus réduite par rapport aux vitrocéramiques (**15%**) et correspondant à du **verre de lanthane**. On parle ainsi de **matrice cristalline** avec phase vitreuse infiltrée. Il s'agit principalement de cristaux d'**alumine** Al_2O_3 (oxyde d'aluminium), de diamètre 0,5 à 3,5 μm , issus d'un composé naturel (la **bauxite**) correspondant à de l'alumine hydratée associée à de l'oxyde de fer.

Mise en forme

Leur mise en œuvre commence par le frittage de poudres de particules cristallines aboutissant à une masse de **cristaux imbriqués** les uns aux autres, suivie d'une seconde cuisson permettant l'infiltration de verre qui va combler les porosités formées à la suite de la première phase de cuisson. De façon plus spécifique, on distingue deux modes de mise en œuvre : la **coulée sous pression ou barbotine** où une masse de particules céramiques est frittée à 1120°C pendant 10 heures dans un moule après élimination du matériau réfractaire puis infiltrée de verre à 1100°C pendant 4 heures ; ou la **CFAO** où une poudre de céramique est compactée à sec dans un moule pour former des blocs poreux qui seront, après usinage de la pièce prothétique, infiltrés de verre. Il n'y a **pas de contraction** de prise après cuisson finale des pièces prothétiques. La personnalisation se fait ensuite par stratification de céramique cosmétique de revêtement.

Formulations commerciales

Ces céramiques ont été inventées par la société VITA Zahnfabrik qui les a depuis retirées du marché. Il en existe plusieurs types aux compositions différentes. Existait donc l'**In-Ceram® Alumina** comportant des cristaux d'alumine (Al_2O_3), l'**In-Ceram® Spinell** comportant des cristaux d'alumine et de dioxyde de magnésium (MgO_2) et l'**In-Ceram® Zirconia** comportant des cristaux d'alumine (70%) et de dioxyde de zirconium (ZrO_2 , 30%).

Propriétés

Etant constituées d'oxydes différents, ces céramiques ont des propriétés optiques et mécaniques différentes. De façon générale, elles sont **plus faibles mécaniquement par rapport aux céramiques denses** mais **plus résistantes que les vitrocéramiques** (notamment en terme de résistance à la flexion). L'**In-Ceram® Spinell** présente cependant une résistance mécanique plus faible que les deux autres qui sont à égalité (pas de différence significative en terme de résistance à la flexion biaxiale et de résistance à la fracture entre **In-Ceram® Alumina** et **Zirconia** [3]) mais une translucidité supérieure comparé à l'**In-Ceram® Zirconia**. Cette dernière est en effet plus opaque du fait des particules de zircon et ne peut donc être utilisée en secteur antérieur. Le **collage** de ces céramiques est **difficile** puisqu'elles sont peu voire pas sensibles au mordantage à l'acide fluorhydrique du fait de la faible proportion de phase vitreuse.

1.3.3.4 Céramiques polycristallines (polycrystalline ceramics)

On retrouve plusieurs appellations pour cette famille de céramiques : **céramiques polycristallines, céramiques denses, céramiques oxydes, ou encore céramiques hautes performances.**

Elles se caractérisent par une **absence de phase vitreuse**, les cristaux y sont cette fois-ci compactés. Elles ne sont que **peu ou pas sensibles au mordantage**. Le **collage** est donc **complexe et moins performant** que pour les autres céramiques. Elles correspondent cependant au **stade ultime d'amélioration des propriétés** mécaniques. En contrepartie leurs propriétés optiques sont plus faibles bien que cela soit en cours d'amélioration avec l'apparition de blocs polychromatiques dégradés et d'un élargissement de la gamme de teintes.

**** Zircon (zirconia)**

La zircon a été utilisée pour la première fois en dentisterie dans le début des années 1990s.

Composition

La zircon existe à l'état naturel sous la forme de **zircon** (ZrSiO_4) majoritairement et de dioxyde de zirconium (ZrO_2) qui est plus rare. Le dérivé naturel de ces deux minéraux est le zirconium pur (Zr) utilisé sous forme de métal de zirconium et présentant l'aspect d'acier inoxydable. La zircon utilisée en odontologie est quant à elle un dérivé synthétique du zircon [14].

Il s'agit d'une céramique **polycristalline** sans phase vitreuse dont la composition comprend des **oxydes métalliques** (oxyde de zirconium) et **non métalliques** (alumine). C'est par ailleurs une céramique **polymorphe** dotée d'**allotropie** puisqu'elle peut prendre 3 formes cristallographiques selon la température à laquelle elle est soumise. Ces 3 formes confèrent des propriétés mécaniques et optiques différentes à la zircon :

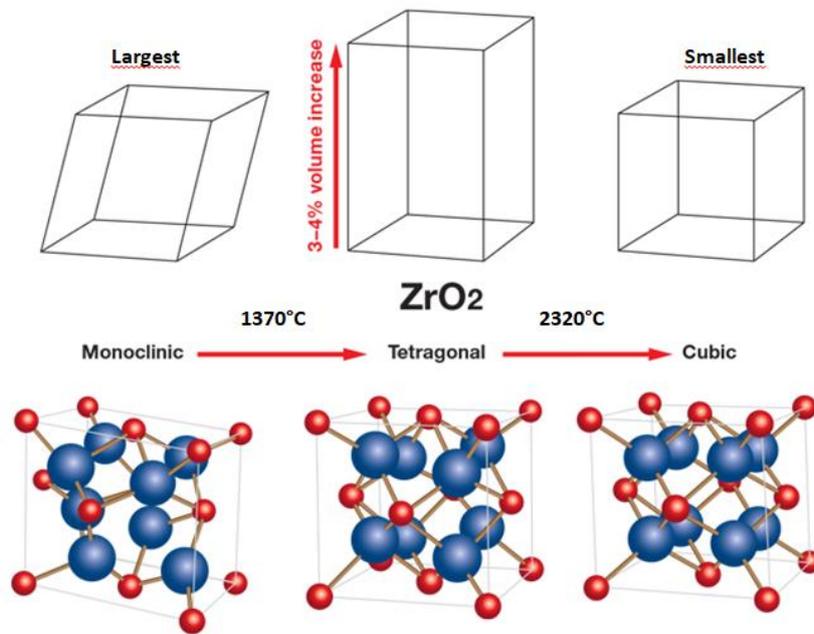


Figure 6 : Représentation schématique des différentes formes cristallographiques de l'oxyde de zirconium (les sphères bleues étant les atomes d'oxygène et les rouges les atomes de zirconium) [15]

- **cubique** (stable du point de fusion 2690°C jusque 2370°C, plus translucide, moins sensible au vieillissement),
- **tétragonale** ou **quadratique** (stable de 2370°C à 1170°C, plus opaque, sensible au vieillissement puisque sensible au phénomène de dégradation hydrothermale, possède les meilleures propriétés mécaniques pour une application en odontologie, rend possible la transformation par durcissement),
- **monoclinique** (de 1170°C à température ambiante, pas de propriétés mécaniques appropriées).

Ainsi, en refroidissant après son frittage, la zircone tend automatiquement à revenir vers sa forme monoclinique. Afin de la stabiliser à température ambiante sous sa forme tétragonale il a fallu ajouter des **oxydes métalliques stabilisants** en quantité réduite (2 à 3%), le plus couramment utilisé étant l'oxyde d'yttrium (Y₂O₃). On parle alors de zircones stabilisées.

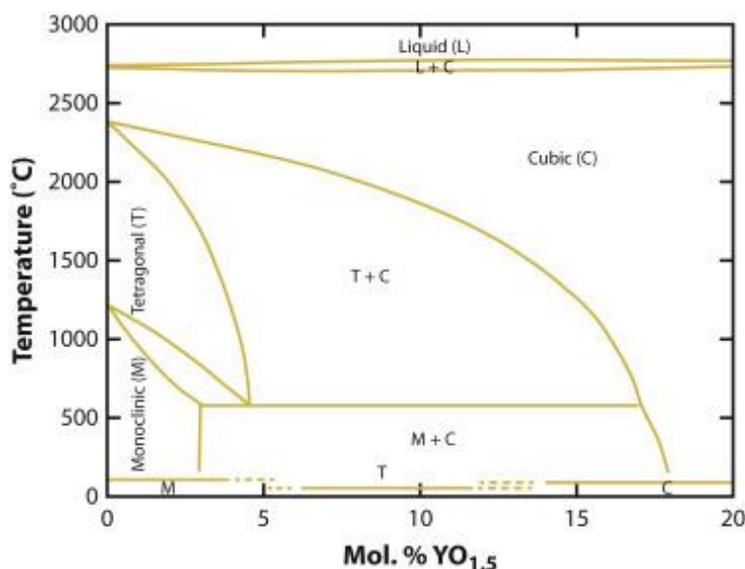


Figure 7 : Diagramme de phase du système ZrO₂-Y₂O₃ [16]

On distingue d'abord les **zircons partiellement stabilisés (PSZ)**. Ce sont des zircons biphasés contenant des cristaux sous forme cubique dans lesquels sont précipités des cristaux tétraonaux obtenus par un refroidissement brutal. Le préfixe utilisé dans la nomination de cette zircone indique l'oxyde stabilisant utilisé pour stabiliser les cristaux tétraonaux (par exemple, pour le Mg-PSZ il s'agit d'oxyde de magnésium, pour le **Y-PSZ** il s'agit d'oxyde de zirconium).

Il existe aussi les **zircons tétraonaux stabilisés à l'yttria (Y-TZP)** où le préfixe indique la quantité de dopant utilisée pour stabiliser les cristaux sous leur forme tétraonale à température ambiante. Cette fois-ci ces zircons sont pratiquement monophasés puisque composés majoritairement de cristaux sous leur forme tétraonale (98%) et cette catégorie de zircone est très pure et très dense (96-99,8%). Plusieurs générations de ces zircons ont successivement été développées afin de tendre vers une amélioration des propriétés optiques tout en conservant des propriétés mécaniques compatibles avec une utilisation en odontologie prothétique. Cependant, une **amélioration des caractéristiques optiques** s'accompagne inmanquablement d'une **réduction de la résistance mécanique** et notamment une **réduction de la propagation des fissures**, et va ainsi modifier les indications, les épaisseurs et les dimensions des connexions en prothèse unitaire et plurale. Sont donc aujourd'hui commercialisées les zircons suivantes :

- **3Y-TZP** : C'est la plus utilisée en odontologie. Plusieurs générations ont vu le jour jusqu'en 2014. Elle est stabilisée majoritairement sous la forme tétraonale (98%, pas de phase cubique) grâce à 3% molaires d'oxyde d'yttrium correspondant à un poids de 5,35% d'oxyde d'yttrium (faible quantité d'yttrium). Ses grains sont fins (0,5 μ m). Elle possède un CDT de 10,5 μ m/m*K. Sa réflectivité est élevée faisant de cette zircone une céramique opaque. Elle est donc utilisée pour la confection d'armature pour les restaurations céramo-céramiques et une stratification est nécessaire pour caractériser la surface de telles pièces prothétiques. Bien que ses propriétés optiques soient réduites, elles ont de meilleures propriétés mécaniques que les autres générations de zircons TZP mais restent susceptibles au *chipping* du fait de la stratification. Au cours des différentes générations de 3Y-TZP, la translucidité a été améliorée mais est toujours restée insuffisante pour une utilisation monolithique.

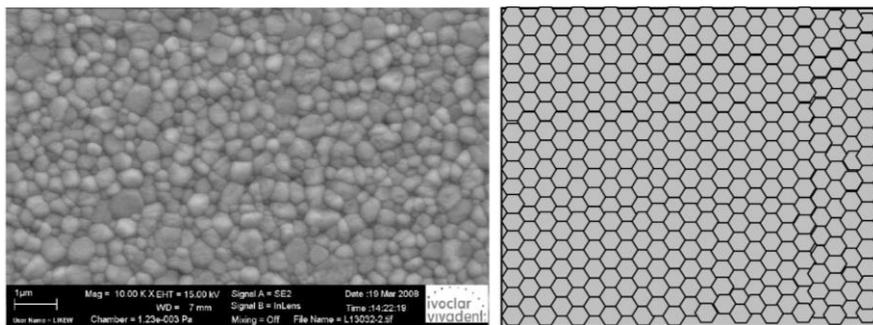


Figure 8 : Micrographie du 3Y-TZP et représentation schématique [14]

- **4Y-TZP et 5Y-TZP** : Il s'agit là du mélange de phases tétraonaux et cubiques (cette dernière à hauteur de 25% pour 4Y-TZP et 50% pour 5Y-TZP voir plus ce qui lui vaut alors l'appellation 5Y-PSZ). La quantité d'oxyde d'yttrium est augmentée (4% molaires soit 7,10 % en poids pour le 4Y-TZP et 5% molaires soit 8,80 % en poids pour 5Y-TZP), engendrant une augmentation de la taille des grains (0,65 μ m pour 4Y-TZP et 0,85 μ m pour 5Y-TZP) et du CDT (10,4 μ m/m*K pour 4Y-TZP et 9,8 à 10,1 μ m/m*K pour 5Y-TZP) et une diminution de la résistance à la propagation des fissures. Il en résulte une augmentation de la translucidité et une résistance mécanique plus faible [14]

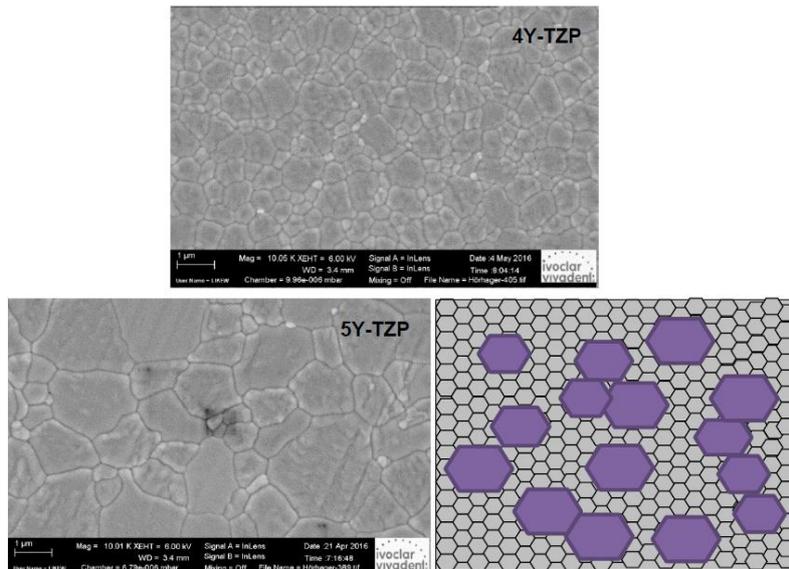


Figure 9 : Micrographie du 4Y- et 5Y-TZP et représentation schématique [14]

- **6Y-TZP** (commercialisation à venir)

Enfin, il existe les **zircons cubiques stabilisés à l'yttria (Y-CSZ)** où le préfixe indique la quantité de dopant utilisée pour stabiliser les cristaux sous leur forme cubique à température ambiante. Ces zircons sont monophasés puisque composés uniquement de cristaux sous leur forme cubique. Elles sont des propriétés optiques supérieures aux PSZ et TZP mais des propriétés mécaniques plus faibles puisque, du fait de l'absence de cristaux tétraonaux, elles ne possèdent pas de capacité de renforcement par changement de phase.

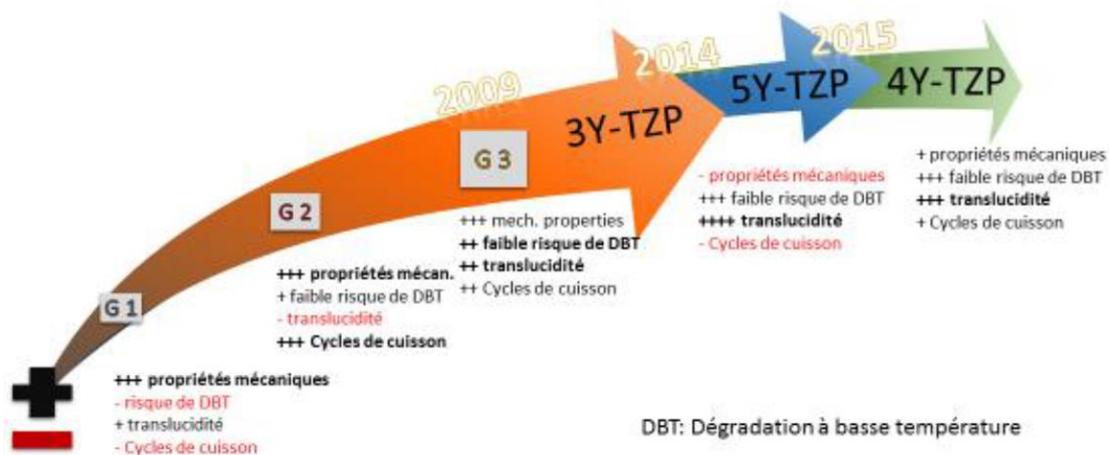


Figure 10 : Evolution et caractéristiques des différents types de zircons dentaires [14]

Propriétés

Le phénomène de « **transformation par durcissement** », « **renforcement par changement de phase** » ou « **phase transformation toughening (PTT)** » en anglais est spécifique à la zirconie. Il lui confère une capacité d'**autoréparation** et explique en partie les propriétés mécaniques élevées de la zirconie. Il se produit en réponse à l'application d'un stress important sur la zirconie telle que les forces occlusales chez un patient bruxomane ou ayant des parafunctions, les changements de température, les contraintes exercées lors de l'usinage ou encore l'application de matériaux de revêtement de CDT différent. Sous l'effet d'une de ces contraintes, qu'elle soit

mécanique, thermique ou combinée, l'énergie est transmise aux cristaux, cassant les liaisons qui les relient, induisant alors la transformation des cristaux tétraonaux en cristaux monocliniques. Au cours de cette transformation, il y a une augmentation de la taille des cristaux (4 à 5%). Cela génère des forces compressives au sein du matériau, permettant le blocage ou la réduction de la propagation des fissures, leur fermeture et évite *in fine* la fracture de la céramique. Ce phénomène permet donc une augmentation de la résistance mécanique de la zircone. Il est irréversible à température ambiante mais devient réversible si la zircone est soumise à un nouveau cycle de cuisson (9000-1000°C) pendant une durée limitée. Cela permet une régénération/annihilation des cristaux monocliniques mais diminue en contrepartie la dureté de la zircone et occasionne une sursaturation de la teinte dans la zone d'application de la contrainte. Il s'agit cependant d'un phénomène à **sens unique** (une fois que la transformation a eu lieu pour limiter une fissure, elle ne pourra pas servir à en limiter d'autres).

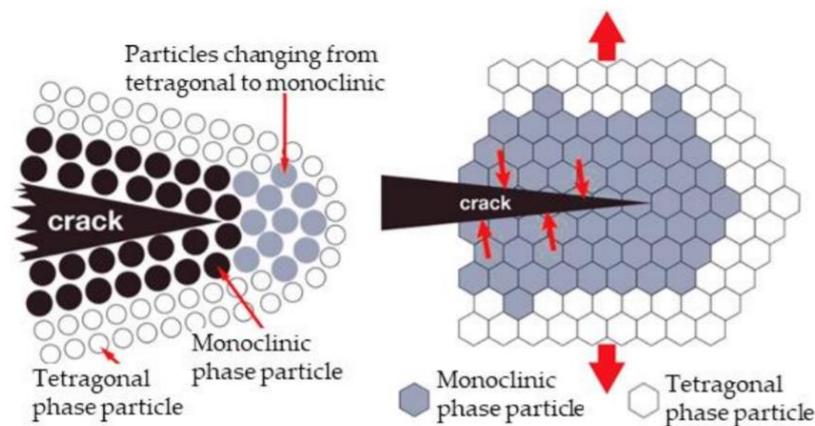


Figure 11 : Schéma du processus de durcissement par transformation de phase de la zircone [1 7]

Si cette propriété constitue dans un premier temps une qualité avantageuse pour la zircone en lui évitant de se fracturer lorsqu'elle est soumise à un stress important, il s'inscrit ensuite dans une réaction sans fin dite **autocatalytique** qui s'entretient une fois initiée. En effet, après cette première transformation, la zircone devient biphasée, des forces opposées y coexistent (zircone cubique en compression et zircone tétraonale en traction) ce qui génère un stress résiduel dans le matériau et prolonge alors la transformation $t \rightarrow m$. Il a été montré que pour chaque 10% en volume de transformation $t \rightarrow m$, la contrainte de traction résiduelle dans la zircone tétraonale augmente de 250 MPa, rendant alors la zircone sous forme tétraonale plus susceptible à une transformation vers sa forme cubique. [3]

Par ailleurs ce phénomène est fortement lié à une autre réaction : la dégradation hydrothermale [11].

La « **dégradation hydrothermale** », dite « **low temperature degradation (LTD)** » en anglais, explique le **vieillessement** de la zircone. Il s'agit de la transformation des cristaux tétraonaux en cristaux monocliniques à température ambiante au fil du temps en **milieu humide**, avec ou sans application de stress mécanique. Il induit une réduction des performances mécaniques et optiques de la zircone par augmentation du risque de fracture et de *chipping* au fil du vieillissement de la zircone. Il se produit en effet une augmentation de la taille des cristaux occasionnant des micro- et macro-fissures, une réduction de la dureté et une augmentation de l'usure, de la rugosité et de la rétention de plaque. Plusieurs mécanismes ont été évoqués mais aucun n'est confirmé à ce jour. Il semble cependant que la transformation des cristaux de la forme tétraonale vers la forme monoclinique débute à la surface de la zircone puis se propage plus en profondeur, créant une expansion de la zircone puis une microfissure par laquelle peut alors pénétrer l'eau sous la surface de la céramique. Le phénomène s'entretient au fur et à mesure de la

pénétration de l'eau. La transformation tétragonale → monoclinique se poursuit, élargissant la fissure pour aboutir à la fracture de la zircone [3].

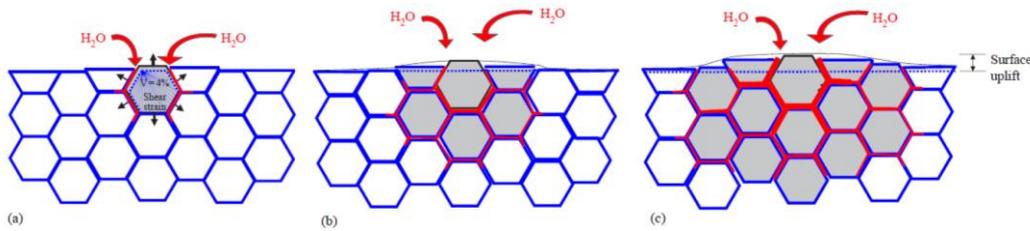


Figure 12 : Schéma du processus de dégradation hydrothermale de la zircone. Le vieillissement commence au niveau d'un premier grain en surface et induit un changement de phase (a), puis la réaction se propage aux grains adjacents de plus en plus profondément (zone grise, b). Ces changements de phase induisent une fissuration du matériau où vient s'infiltrer l'eau (le long des lignes rouges). Il en résulte une augmentation de la rugosité de surface (c) [14]

C'est un phénomène **multifactoriel** dépendant de la température de frittage si elle est inappropriée, du traitement de surface (présence de défauts de surface, technique et protocole de traitement pour l'assemblage, technique et protocole de caractérisation de surface de la zircone) et de la microstructure de la céramique (taille des grains, quantité d'oxyde d'yttrium, densité, quantité et distribution des oxydes stabilisants notamment la quantité d'oxyde d'yttrium) [3,18]. L'ajout de trioxyde d'aluminium (**Al₂O₃**) en très faible quantité (de l'ordre de 0,25% en poids) rend la zircone plus stable dans son vieillissement. L'oxyde de cerium (**CeO₂**) semble bien plus efficace en termes de stabilité thermique et de résistance au LTD et confère un comportement pseudo-plastique à la zircone. Cependant il doit être ajouté en quantité plus importante, de l'ordre de 8 à 12% molaires, il est contenu dans les zircons Ce-TZP commercialisées à ce jour sous la forme de cations Ce⁴⁺ chimiquement instables se transformant aisément en Ce³⁺ moins efficace, et il affecte beaucoup plus la teinte finale de la zircone allant alors du jaune clair ou marron voir gris foncé [3]. Le **glaçage** de la zircone dans les techniques monolithiques ou son **recouvrement par une céramique de revêtement** pour les techniques céramo-céramiques évitent l'exposition directe de la zircone à l'humidité de la cavité buccale et contribue ainsi à réduire le vieillissement de la pièce prothétique. Cependant restent exposées et donc sujettes au vieillissement et à la dégradation les limites de la prothèse au niveau du joint prothétique. La dégradation hydrothermale apparaît généralement au fil des années à mesure que vieillit la prothèse, mais elle peut aussi être accélérée selon que les différents facteurs énoncés sont plus ou moins présents et importants [11].

Bien que la dégradation hydrothermale soit le point faible majeur de cette classe céramique, la zircone conventionnelle et la zircone hautement translucide sont les matériaux ayant **la plus grande stabilité chimique** parmi les matériaux dentaires usinables. Il faudra cependant noter que la réactivité chimique de cette céramique augmente avec une augmentation de la température. [18]

La zircone est la céramique aux **propriétés mécaniques les plus élevées** à ce jour permettant ainsi des préparations d'épaisseur réduite. Ses **propriétés optiques sont bonnes**. Elle reste une céramique opaque, mais le développement de **zircons hautement translucides** plus esthétiques étend désormais son utilisation aux techniques monolithiques en secteur antérieur permettant d'éviter le problème de *chipping* souvent rencontré dans les techniques céramo-céramiques stratifiées. Elle possède une excellente **biocompatibilité** et une **faible rétention de plaque** (adhésion bactérienne faible, plus encore que le titane) d'où désormais leur utilisation en implantologie (piliers implantaires et implants). Elle possède une **résistance à l'usure** importante, mais, du fait de sa dureté, l'**abrasion de l'antagoniste naturel** peut se révéler relativement élevée en cas de polissage insuffisant mais est plus faible que la céramique feldspathique dans le cas où elle est correctement polie. La zircone est **insoluble dans la salive** (corrosion négligeable). Cependant, le **collage est difficile** puisqu'il ne répond pas aux techniques conventionnelles de mordantage, et de faible efficacité en raison de l'absence de phase vitreuse. Pour y remédier des

protocoles plus adaptés à la zirconie et aux autres céramiques polycristallines ont été établis. D'après les données de la littérature actuelles, l'efficacité de ces techniques restent controversées. Parmi les techniques possibles il existe le **sablage par particules d'alumine** de 110 nm à une pression de 0,2 MPa afin d'éviter un sablage trop agressif qui engendrerait un PTT et un vieillissement accélérés. Cette technique est à utiliser pour les zircons partiellement stabilisés (PSZ). La **tribochimie** (sablage aux particules d'alumine enrobées de silice) suivie d'une **silanisation** est une technique ayant fait ses preuves et celle ayant montré les meilleurs résultats, d'autant plus si des **monomères de phosphates** sont additionnés au silane, en particulier le **10-MDP**. L'**infiltration de la zirconie par une fine couche de vitrocéramique suivie d'une silanisation** est également possible bien que le fonctionnement reste encore aujourd'hui à éclaircir et qu'elle ait l'inconvénient d'épaissir la céramique. La **retouche après frittage** tend à diminuer la résistance mécanique de la zirconie et est donc **fortement déconseillée**. Si elle est nécessaire, il faudra préférer des fraises diamantées à grains très fins et sous irrigation, et si possible intervenir à l'état pré-fritté. De même, la **liaison entre la céramique de revêtement et la chape zirconie est faible** d'où le risque de *chipping* existant pour les techniques céramiques stratifiées. [10,11]

Mise en forme

La zirconie est le plus souvent mise en œuvre par **usinage**.

Elle peut alors se présenter sous forme de **blocs pré-frittés** de couleur verte. Leur fabrication se fait par compression isostatique à froid de poudre d'oxyde de zirconium, d'oxydes stabilisateurs et d'agents de liaison qui disparaîtront par la suite lors du pré-frittage. Le traitement thermique final des pièces prothétiques alors obtenues s'accompagne d'une contraction de prise d'environ 20-25% nécessitant de sur-dimensionner la pièce usinée. Cette technique nécessite donc un calcul précis de ce surdimensionnement par les logiciels d'usinage et un réglage précis des paramètres de frittage. Cependant les blocs sous cette forme sont plus souples pour un usinage facilité et un temps de fabrication et un coût de maintenance des usineuses (changement des fraises, contraintes appliquées sur les usineuses) réduits permettant de diminuer le coût de fabrication. Les pièces prothétiques sont plus résistantes sur le plan mécanique puisqu'elles présentent alors moins de défauts de surface et une porosité interne négligeable (densité de plus de 99%, expliquée par moins de contraintes appliquées sur la pièce prothétique lors de son usinage).

La zirconie peut aussi se présenter sous forme de **blocs totalement frittés**. Leur fabrication se fait cette fois-ci par compression isostatique à haute température (1400-1500°C). Ces blocs confèrent les avantages et inconvénients contraires aux blocs pré-frittés. Les pièces obtenues présentent notamment davantage de défauts d'attrition et de transformation de la phase tétragonale à monoclinique dès le départ (livraison de la prothèse) en raison des contraintes exercées sur le matériau pendant son usinage.

Les données de la littérature actuellement disponibles ne permettent pas cependant de dire quelle technique est la meilleure, chacune ayant ses avantages et ses inconvénients non négligeables.

La caractérisation de surface se fait pour la zirconie par recouvrement par une céramique cosmétique pour les techniques céramo-céramiques. Pour les techniques monolithiques, afin d'obtenir la teinte souhaitée, des oxydes métalliques spécifiques sont incorporés au cours du mélange initial des poudres lors de la fabrication de blocs pré-frittés, ou bien des sels métalliques sont infiltrés après usinage en cas d'utilisation des blocs totalement frittés. Cependant il existe désormais des blocs usinables polychromatiques ou stratifiés contenant un dégradé de teintes.

Formulations commerciales

Parmi les formulations actuellement disponibles sur le marché on trouve l'**IPS e.max® ZirCAD** de Ivoclar Vivadent dont la large gamme comprend des blocs monochromatiques ou polychromatiques (par exemple le ZirCAD MT Multi) ainsi que des zircons hautement translucides (par exemple Zirconia Anterior). On retrouve également le système **Procera® Zircon** de Nobel Biocare, le système **3M™ Lava™ Plus zircon** et **Plus zircon hautement translucide** de la société 3M ESPE proposant également des blocs polychromatiques.

*** Alumine dense (alumina)**

Cette céramique est extraite d'un minéral naturel (le **corindon** et la **bauxite**) présentant une dureté importante. Elle se compose quasi uniquement d'oxyde d'aluminium (99,5% d'Al₂O₃) utilisé dans les céramiques pour augmenter leur stabilité. Elle est utilisée en médecine en raison de sa biocompatibilité et de sa résistance élevée à l'usure et à la corrosion.

Sa résistance à l'hydrolyse est la plus élevée par rapport aux autres céramiques, permettant ainsi un meilleur vieillissement en milieu humide tel que la cavité buccale. Elle possède une faible conductivité thermique ce qui est utile en cas de restauration sur dent vivante. Sa résistance à la flexion est élevée bien qu'elle reste inférieure de moitié environ par rapport à la zircon. Le risque est cependant la **fracture de masse** en raison de son module d'élasticité élevé, en faisant une céramique relativement rigide, et de l'absence de transformation de phase de ses cristaux comme on le retrouve pour la zircon. Comme pour toutes les céramiques denses, cette céramique n'est pas sensible au mordantage à l'acide fluorhydrique ce qui rend le collage complexe et peu performant. [3]

Les restaurations en alumine dense sont mises en œuvre par **usinage**. Les blocs sont d'abord pré-frittés afin de faciliter l'usinage, puis un dernier frittage leur confère leurs propriétés finales. Les retouches après frittage final sont possibles et ne nécessitent pas de nouvelle cuisson après.

Parmi les formulations commercialisées on retrouve entre autre le système **Procera® AllCeram Alumine** de Nobel Biocare ou encore le système **In-Ceram® AL** de VITA Zahnfabrik.

Bien que beaucoup utilisée par le passé, elle est désormais abandonnée au profit de la zircon plus performante.

1.3.3.5 Céramiques à matrice résineuse (resin-matrix ceramics)

Cette classe de céramique nouvelle génération diffère des céramiques classiques par la nature de sa matrice. Il s'agit ici d'une **matrice résineuse à base de polymères**, contrairement aux céramiques vitreuses où la matrice est à base de verre. Elle a été introduite en **2013** dans *The American Dental Association Code on Dental Procedures and Nomenclature* qui donne une nouvelle définition plus large des matériaux céramiques, rassemblant tous les matériaux composés de matériaux inorganiques réfractaires qu'ils soient résineux ou non. Les céramiques à matrice résineuse étant en effet composées à plus de 50% en poids de composants inorganiques, il était justifié de les inclure parmi les matériaux céramiques et d'en former une nouvelle catégorie [3].

Ces céramiques ont des propriétés mécaniques avantageuses, proches des tissus dentaires et en particulier de la dentine. Ils se caractérisent notamment par une forte résilience et la capacité à absorber les chocs grâce à leur module d'élasticité favorable ce qui lui procure une résistance à la

fracture favorable. Leur usinage est plus facile et performant par rapport à celui des céramiques vitreuses et polycristallines. Il n'y a pas d'étape supplémentaire de frittage après usinage, un polissage étant suffisant pour obtenir l'aspect lisse et brillant de rigueur. Le collage et l'ajustage occlusal sont également plus aisés et performants. Ces matériaux présentent l'avantage d'être **réparables** de manière aisée et plus performante en cas de fracture (réparation par une résine composite photopolymérisable) et la **gestion des complications** telles qu'une pulpite ou une reprise de traitement endodontique est plus facile. Ils s'intègrent bien puisqu'ils sont plus doux vis-à-vis des dents antagonistes tout en restant suffisamment résistants à l'usure pour trouver ses indications en restauration prothétique. Enfin, il n'y a pas de problème de *chipping* comme on peut le retrouver avec les restaurations céramiques, en particulier les systèmes stratifiés. [3]

* CÉRAMIQUES INFILTRÉES PAR RÉSEAU POLYMÈRE RCIP (polymer infiltrated ceramic network, PICN)

Formulations commerciales

Le procédé est apparu en 1998 puis a été commercialisé par la société VITA Zahnfabrik en **2013 (VITA Enamic®)**. Plus récemment est arrivée sur le marché une technologie innovante : les blocs à usiner à **gradient fonctionnel**. Il s'agit d'un gradient des propriétés mécaniques et optiques à travers l'épaisseur du matériau. Il repose sur un gradient 2D de composition et de microstructure (gradient de taille de grains). Cette innovation permet de reproduire au plus près la structure naturelle des dents. [19]

Composition

Les céramiques infiltrées par réseau polymère, dites aussi céramiques hybrides, correspondent à un double réseau interpénétré où un **réseau céramique est infiltré par un réseau polymère**. Le réseau céramique correspond majoritairement à de la céramique feldspathique (notamment de la feldspathique renforcée à la leucite et dopée à l'oxyde d'aluminium pour VITA Enamic®) et minoritairement à de la zircone. Il s'agit du réseau dominant représentant environ 86% du poids et 75% du volume (pour VITA Enamic®) les rapprochant davantage des matériaux céramiques que les nanocéramiques. A ce réseau principal s'ajoute un réseau polymère à base d'UDMA et de TEGDMA ayant pour but de renforcer le réseau majoritaire. Les deux réseaux sont liés entre eux par des liaisons chimiques assurées par un agent de liaison (silane). Le degré de conversion monomère→polymère dans ces matériaux est de 95%. [3]

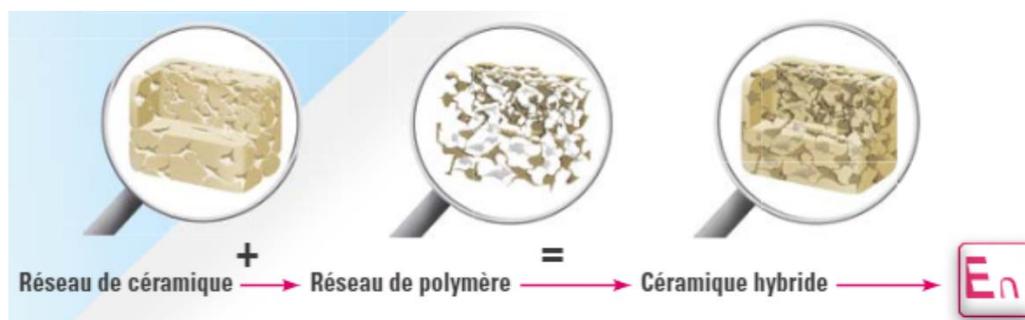


Figure 13 : Structure des RCIP, exemple de l'Enamic® [20]

Mise en forme

Ces matériaux ne sont à ce jour utilisés que par **usinage**.

La fabrication des blocs à usiner traditionnels passe d'abord par la compression de poudres de céramique pour former des blocs. Ces derniers sont ensuite frittés pour obtenir des blocs céramiques à ce stade poreux. Le réseau céramique est ensuite conditionné avec un agent de couplage (silanisation) qui permettra la liaison au second réseau constituant ces matériaux (le réseau polymère). Enfin il y a infiltration du réseau céramique par un mélange de monomères qui vont ensuite se réticuler en polymères par un traitement à haute température (180°C pour VITA Enamic®) et haute pression (jusqu'à 300 MPa). Il ne restera plus qu'à usiner les pièces prothétiques puis les polir avant de les coller. [3]

Pour les blocs à gradient fonctionnel, il y a cette fois-ci mélange de deux poudres de céramiques différentes avec deux tailles de grains qui diffèrent : une poudre amélaire avec les grains les plus grands et une poudre dentinaire avec les grains les plus petits. Il y a ensuite centrifugation du mélange obtenu afin d'aboutir à un gradient fonctionnel (les grains les plus gros sont dans la partie amélaire située dans les couches superficielles, tandis que les grains les plus fins sont dans la partie dentinaire située dans les couches profondes). Il s'agit ensuite du même protocole de fabrication que pour les blocs traditionnels (frittage, infiltration de polymère, polymérisation, usinage, polissage, collage).

Propriétés

Ces matériaux présentent des propriétés mécaniques **comprises entre celles de l'émail et celles de la dentine** et produisent ainsi des restaurations davantage **biomimétiques** moins traumatisantes pour les tissus dentaires résiduels et plus résistantes dans le temps quant à la formation et propagation de fissures et fractures [21]. Ils constituent un matériau intermédiaire à **mi-chemin entre les céramiques** (propriétés mécaniques plus élevées que celles de l'émail) **et les résines composites** (propriétés mécaniques plus faibles que la dentine). Leurs propriétés mécaniques sont en effet proches bien que tout de même supérieures aux nanocéramiques, inférieures au disilicate de lithium et zircon, et supérieures aux céramiques feldspathiques [22]. Ils permettent ainsi de combiner les avantages des composites (facilité au collage, à la retouche et à la réparation ainsi que faible usure des dents antagonistes naturelles) aux avantages de céramique (rendu et stabilité esthétique et résistance à l'usure).

Les RCIP à gradient fonctionnel disposent en plus d'un **gradient des propriétés mécaniques** qui améliore encore le comportement biomécanique et biomimétique des restaurations dento- et implanto-portées. Ce gradient joue en effet le même rôle que la **jonction émail-dentine** naturellement présente dans les dents et mime ainsi la transition graduelle qui se fait tout au long des couches amélaire puis dentinaires d'une dent naturelle. Il permet ainsi de réduire le stress appliqué au sein du matériau, et donc de réduire encore le risque de fissure et de fracture. Ces matériaux combinent les **avantages des résines composites usinables et des vitrocéramiques tout en évitant les limites de la zircon**. En effet, par rapport à la zircon, les RCIP à gradient fonctionnel ont de meilleures propriétés mécaniques (davantage biomimétique) et optiques (plus esthétique que la zircon), un usinage plus aisé et performant (le matériau étant plus tendre, moins de contraintes lui sont appliquées au cours de l'usinage donc moins de défauts intrinsèques sur les pièces prothétiques, et usinage plus facile en terme de temps et de coût), une absence de cycle de frittage après usinage ou après retouche, une bonne capacité de collage (protocole standard et collage efficace et performant). De plus, ces matériaux ont des propriétés mécaniques qui **se rapprochent voir sont similaires au disilicate de lithium** (notamment pour ce qui est de la résistance à flexion). [19]

L'assemblage se fait par **collage**. Il nécessite un mordantage à l'acide fluorhydrique associé à l'application d'un silane puis du *bonding*.

* ** Nanocéramiques (resin nano ceramic, RNC)

Formulations commerciales

Ces matériaux sont apparus sur le marché en 2011, commercialisés par le laboratoire 3M ESPE (**Lava™ Ultimate**).

Composition et Mise en forme

On parle de nanocéramiques, ou encore de résines nanocéramiques, et parfois de résines composites nanocéramiques. Il s'agit cette fois-ci d'un **réseau polymère** (résine composite) **où sont dispersées des nanoparticules céramiques** sous forme de nanomères et de nanoclusters (nanocharges céramiques enrobées). La matrice résineuse peut être composée de BisGMA, UDMA, BisEMA et TEGDMA. A la différence des RCIP, ce réseau polymère constitue la phase majoritaire du matériau qui se rapproche donc davantage des composites. Dans le Lava™ Ultimate, on trouve deux types de **nanomères** monodispersés non agrégés et non agglomérés : des nanomères de silice de 20 nm de diamètre et des nanomères de zircone de 4 à 11 nm de diamètre. Ces nanomères peuvent également être retrouvés agrégés et agglomérés ensemble en des **nanoclusters** de 0,6 à 10 µm de diamètre. La petite taille de ces particules, de l'ordre du nanomètre, permet d'incorporer une grande quantité de particules céramiques. Ces dernières représentent ainsi environ 80% en poids pour Lava™ Ultimate tandis que la matrice résineuse représente 20% en poids. La liaison céramique-résine se fait par un agent de couplage à base de **silane**.

Le mélange obtenu est cuit à une température élevée et suivant un protocole spécifique pendant plusieurs heures afin d'engendrer la polymérisation du matériau. Là encore, comme pour toutes les céramiques à matrice résineuse à l'heure actuelle, il n'y a pas besoin de cuisson supplémentaire (frittage) après usinage.

Propriétés

Du fait de l'adjonction de nanocharges de céramiques, les nanocéramiques sont plus résistantes que les résines composites classiques mais aussi plus esthétiques. Possédant une matrice résineuse elle conserve tout de même les propriétés communes à ces résines, notamment l'absorption des contraintes et la résistance à la fracture. Par rapport aux RCIP, les nanocéramiques sont cependant moins performantes.

A la différence des RCIP, les nanocéramiques ne sont pas sensibles au mordantage à l'acide fluorhydrique et nécessite à la place un **sablage à l'alumine** et application d'un agent de couplage universel (le **bonding**). [3]

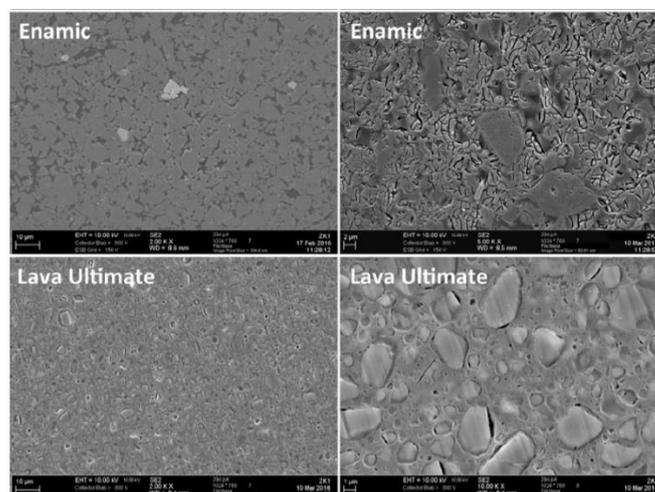


Figure 14 : Microstructure des nanocéramiques (Lava™ Ultimate) et céramiques infiltrées par réseau polymère (VITA Enamic®) obtenue par microscopie électronique à balayage [9, 23]

**** Nanocéramiques flexibles (flexible nano ceramic)**

Ces céramiques se composent de petites particules d'alumine-barium-silicate uniformément distribuées et enrobées d'une matrice polymère. On la trouve entre autre commercialisée par la société GC (**CerasmartTM**). Dans cette présentation la matrice est constituée de BisMEPP, UDM et DMA et les charges de silice mesurent de 20 à 300 nm (71% en poids).

Comparées aux nanocéramiques traditionnelles et PICN, les nanocéramiques flexibles sont plus souples et donc plus résistantes aux contraintes appliquées, avec notamment une résistance à la flexion supérieure comme leur nom l'indique. [3]

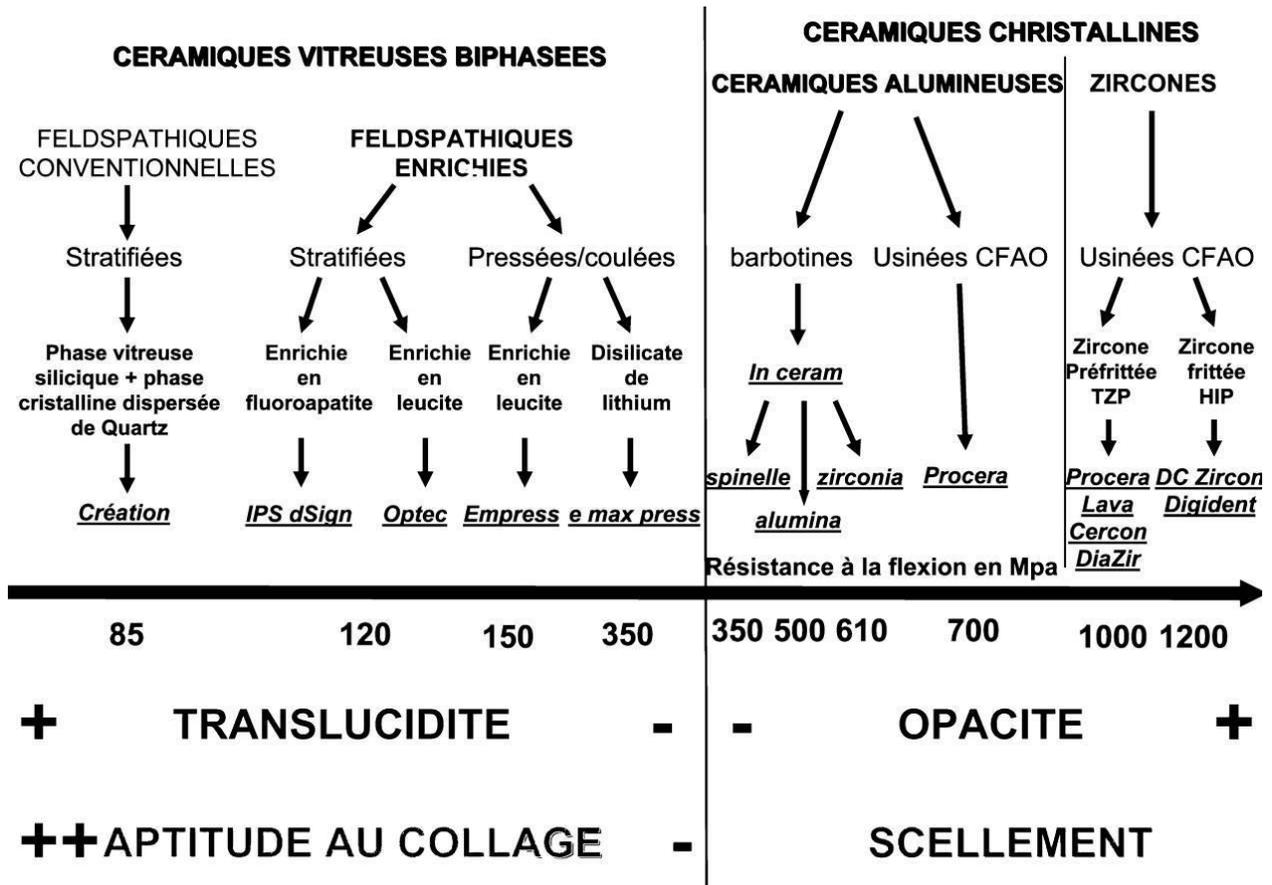


Figure 15 : Classification des matériaux céramiques selon leur nature chimique, leur procédé de mise en forme, leurs propriétés mécaniques et esthétiques et leur aptitude au collage [24]

2 Propriétés des céramiques dentaires

L'étude des propriétés des matériaux utilisés pour restaurer une dent, en l'occurrence les matériaux céramiques, est importante pour comprendre leurs indications, nous permettre de mieux choisir le matériau le plus approprié à la situation clinique et adapter nos protocoles de mise en œuvre (aptitude au collage, protocole de collage, aptitude au polissage).

2.1 Composition (rôles des constituants)

La compréhension du rôle de chaque composant permet de comprendre les propriétés de des différents types de céramique.

2.1.1 Composition minéralogique

Comme nous venons de le voir, les céramiques peuvent comporter deux phases (une phase cristalline et une matrice vitreuse ou résineuse). Chacune a un impact différent sur les propriétés de ces matériaux.

La **phase vitreuse** assure la liaison entre les cristaux et est responsable de la translucidité des céramiques. Ainsi, plus la phase vitreuse est importante par rapport à la phase cristalline, plus la céramique sera esthétique mais faible mécaniquement. [1]

Dans les céramiques traditionnelles la phase vitreuse représente 80% en poids et est composée de feldspaths et de feldspathoïdes. Les **feldspaths**, tels que l'albite Na_2O , Al_2O_3 , 6SiO_2 et l'orthose K_2O , Al_2O_3 , 6SiO_2 , conditionnent la viscosité du matériau (plus le rapport Na/K augmente, plus la viscosité diminue, diminuant ainsi le fluage). Les **feldspathoïdes**, tels que la néphéline Na_2O , Al_2O_3 , 2SiO_2 ou encore la leucite 4SiO_2 , Al_2O_3 , K_2O , sont quant à eux des minéraux plus stables et plus durs et permettent une dilatation jusqu'à 625°C . [4]

La **phase cristalline** a pour rôles d'augmenter la **résistance mécanique** et la **dureté** des matériaux afin de répondre favorablement aux contraintes occlusales, de réduire les **fractures** et d'empêcher la **propagation des fissures** du fait des nombreuses interfaces cristal/verre qui se forment, de **stabiliser** les matériaux lors de leur cuisson, d'adapter leur **coefficient de dilatation thermique** afin de réaliser des associations pérennes et permettre un bon comportement des restaurations face aux variations de température qui existent dans la cavité buccale ou lors du frittage, et de **dispenser la lumière incidente** afin d'opacifier les matériaux et leur conférer un aspect proche des tissus durs dentaires naturels. Ainsi la phase cristalline intervient au niveau mécanique mais aussi esthétique. Plus une céramique est chargée en cristaux, plus elle sera résistante mécaniquement mais risque d'être trop opaque. C'est pourquoi les céramiques polycristallines sont utilisées pour les infrastructures des restaurations tout céramiques ou en technique monobloc en secteur non esthétique. [1]

La phase cristalline des céramiques traditionnelles est composée essentiellement de **quartz** SiO_2 . Ce dernier représente 15% en poids et a pour but de renforcer la structure du matériau. Enfin, les céramiques traditionnelles comportent également 5% en poids d'**argile** tel que le kaolin Al_2O_3 , 2SiO_2 , $3\text{H}_2\text{O}$. Celui-ci améliore le remodelage (plasticité de la pâte crue) et l'opacification des céramiques mais il tend désormais à disparaître des formulations. Ces différents composants ont par ailleurs des températures de fusion différentes : les feldspaths et feldspathoïdes ont une température de fusion de 1100 à 1300°C , le quartz de 1700°C et l'argile de 1800°C . En jouant sur la proportion de chacun ont réussi ainsi à modifier la température de fusion. Par exemple, l'augmentation de la quantité de feldspaths ou de feldspathoïdes tendra à diminuer la température de fusion de la céramique ce qui facilitera la fusion des différents composants. [4]

2.1.2 Composition chimique [1,4,25,26]

Les céramiques sont principalement composées d'oxydes classés en plusieurs groupes distincts et en faible quantité de carbures, nitrures et borures. Là encore par l'ajustement des proportions de chacun cela a permis d'obtenir une large gamme de céramiques permettant de répondre à quasiment toute indication par une solution céramique.

❖ Les oxydes principaux

- Oxydes de silicium (**silice**, SiO_2) ayant une température de fusion élevée, une stabilité chimique importante, un faible CDT, une excellente stabilité face aux variations et chocs de température, une viscosité élevée empêchant la dévitrification, responsable de la translucidité et de la résistance de la céramique
- Oxydes d'aluminium (**alumine**, Al_2O_3) ayant une résistance mécanique élevée, une viscosité très élevée empêchant la dévitrification, responsable de l'élévation de la température de ramollissement de la phase vitreuse, de l'augmentation de la tension superficielle du verre, de sa résistance mécanique, de son indice de réfraction, de la diminution de sa translucidité et de la diminution de son hydro-solubilité (améliore le vieillissement de la céramique dans un environnement humide tel que la cavité buccale). Bien qu'elle présente de nombreux avantages pour la céramique, l'alumine doit cependant être utilisée en quantité limitée puisqu'elle opacifie le matériau.

Ainsi, une augmentation de la teneur en oxydes principaux conduit à une augmentation de la température de frittage, de la tension superficielle, de la résistance mécanique et de la rétraction après frittage (d'où la résistance mécanique et la contraction après frittage plus importantes pour les céramiques polycristallines).

- #### ❖ Les **oxydes alcalins modificateurs** (oxyde de sodium Na_2O , de potassium K_2O , de calcium CaO , de lithium Li_2O , de titane TiO_2) ont un effet inverse par rapport aux oxydes principaux : des résistances mécanique et chimique faibles, responsable de la diminution de la température de frittage, de la tension superficielle et de la viscosité, de l'augmentation du CDT afin de le rendre plus proche de celui des alliages tout en restant inférieur à la température de transition vitreuse d'où son rôle dévitrifiant.

Le mélange des oxydes alcalins modificateurs avec les oxydes principaux (silice, alumine) aboutit à la formation de cristaux feldspathiques (orthose, albite, leucite).

❖ Les oxydes mineurs

- **Fondants** (anhydride borique B_2O_3) : ne modifient pas la résistance chimique, vitrifiant, diminuent le CDT et la température de frittage, facilitent la mise en forme
- **Opacifiants** (oxyde de zirconium ZrO_2 , de titane TiO_2 , d'étain SnO_2) : diminuent la translucidité (indice de réfraction élevé) mais permettent ainsi de masquer une armature métallique
- **Colorants** (oxydes métalliques et terres rares) : les oxydes métalliques ayant tendance à être instables, sont désormais davantage utilisées les terres rares (la stabilité des colorants est primordiale afin d'assurer la stabilité des propriétés optiques et notamment celle de la teinte des céramiques)
- **Fluorescents** (oxyde de cérium Ce_2O_3 , oxyde de praséodyme Pr_2O_3 , de dysprosium Dy_2O_3 , de samarium Sm_2O_3) pour donner un rendu plus naturel et biomimétique (les dents sont naturellement fluorescentes)

2.2 Propriétés mécaniques

2.2.1 Module d'élasticité (module de Young) et Résistance à la traction

Ces deux propriétés étudient le comportement des matériaux soumis à une contrainte et établissent la relation entre la contrainte appliquée sur un matériau et la déformation subie par ce dernier. Cela conduit à la courbe suivante :

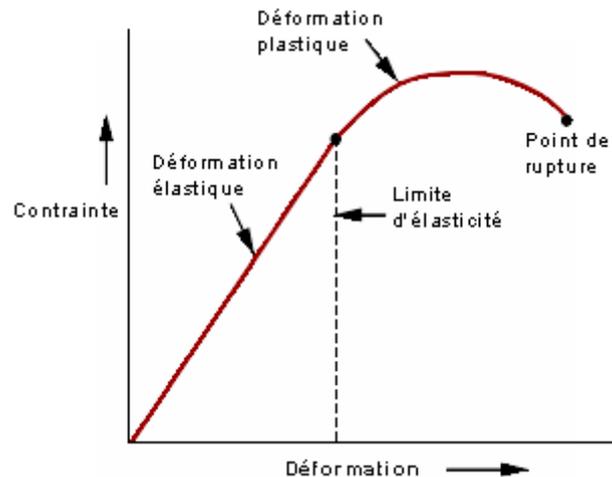


Figure 16 - Relation entre la contrainte appliquée et la déformation subie par un matériau [27]

On distingue alors plusieurs stades dans le comportement du matériau. Dans la phase de **déformation élastique**, la déformation est proportionnelle à la contrainte appliquée, l'intégralité de l'énergie emmagasinée durant l'application de la contrainte est dissipée lorsque celle-ci prend fin et le matériau récupère sa forme d'origine sans déformation résiduelle (déformation réversible). Ce coefficient de proportionnalité est le **module de Young** souvent représenté par le symbole **E** et exprimé en **GPa**. Il correspond à la pente de la droite obtenue lors de la déformation élastique. La deuxième phase correspond à la **déformation plastique**. Cette fois-ci la relation n'est plus linéaire, l'énergie emmagasinée durant l'application de la contrainte n'est pas dissipée lors du relâchement et va au contraire déformer le matériau de manière irréversible (déformation irréversible). La limite entre ces deux phases correspond à la **limite d'élasticité** qui marque le passage d'une déformation élastique à une déformation plastique. Le point d'inflexion de la courbe dans la zone de déformation plastique correspond à l'apparition de la **zone de striction**. Il sépare la zone de **déformation plastique homogène** en amont, de la zone de **déformation plastique hétérogène** (déformation uniquement au niveau de la zone de striction) en aval. Enfin, lorsque l'énergie de la contrainte appliquée devient trop importante pour le matériau, celui-ci finit par se rompre. Ce moment correspond au **point de rupture** et on parle alors de **déformation cassante**. [10]

La **résistance à la traction** correspond donc à la contrainte aboutissant à la rupture d'un échantillon lorsque celui-ci est soumis à vitesse constante à une force de traction. Elle détermine le comportement fragile ou ductile d'un matériau. Un matériau **fragile** est un matériau qui ne possède pas de déformation plastique et qui se fracture donc dans son domaine de déformation élastique. Un matériau **ductile** est un matériau qui peut subir une déformation irréversible sans se rompre car il dispose d'un domaine de déformation plastique. [10]

Les céramiques n'ont pas de déformation plastique et résistent mal aux forces de traction ce qui en fait des matériaux **fragiles** (rupture de type fragile).

Le **module d'élasticité** étudie quant à lui la rigidité (ou flexibilité) d'un matériau autrement dit la capacité qu'il a à se déformer de façon réversible (déformation élastique). [5,10]

Ces deux propriétés se mesurent par un **test de traction** qui enregistre la valeur ou charge de rupture des matériaux. Les échantillons utilisés prennent la forme d'éprouvettes rigoureusement calibrées. Pour les matériaux comme la céramique où ce conditionnement est impossible ou trop difficile en raison de la friabilité du matériau, l'échantillon est alors cylindrique et le test est un test de tension diamétrale.

	Module de Young (GPa)
Email occlusal	94 à 115
Email au niveau de la jonction amélo-dentinaire	74
Dentine	12 à 20
Restauration stratifiée*	
❖ Céramique de revêtement	60 à 70
❖ Chape métallique ou zircone	200
Composite de collage	2 à 13
Composites usinables	8 à 16
Nanocéramiques	13
RCIP	27 à 38
RCIP avec gradient fonctionnel	41,9 ±5,1 (couches superficielles amélaire) à 28,6 ±2,0 (couches profondes dentinaires)
Feldspathiques traditionnelles	45 à 70
Vitrocéramiques traditionnelles	75
Céramiques à base de leucite	62 à 80
Céramiques à base de disilicate de lithium	90 à 110
Céramiques renforcée par dispersion de silicate de lithium et nanocharges zircone	70
Céramiques fluoroapatites	60 à 70
Céramiques alumineuses infiltrées	185 à 280
Alumine dense	350 à 400
Zircone	200 à 210
Alliages précieux **	100 à 125
Alliages non précieux Ni-Cr **	150 à 210
Alliages non précieux Co-Cr-Mo **	145 à 220
Titane	105 à 110

Tableau 1 : Tableau des valeurs des modules de Young des tissus et matériaux dentaires * les restaurations stratifiées sont des restaurations comportant un matériau d'infrastructure et un matériau de revêtement ** alliages pour restaurations céramo-métalliques (par opposition aux alliages à couler) [2,8,19,28,29]

Comme nous pouvons le voir, nous avons par ordre croissant de module d'élasticité :

- les nanocéramiques et RCIP ont des valeurs qui se rapprochent de celle de la dentine.
- les céramiques feldspathiques et vitrocéramiques ont un module inférieur à celui de l'émail,
- le disilicate de lithium a des valeurs similaires à l'émail sub-surface,
- les céramiques polycristallines et infiltrées ont un module de Young bien supérieur de celui de l'émail (les céramiques alumineuses denses étant plus rigides que la zircone),

L'émail dispose de différentes valeurs de module d'élasticité à travers son épaisseur et selon la face de la dent étudiée : c'est un matériau **anisotrope** signifiant que ses propriétés varient selon la direction étudiée.

Un matériau qui reproduirait ce différentiel serait donc le matériau idéal. Une transition trop abrupte et un écart trop important entre les différents matériaux de la restauration générerait en effet un stress mécanique au niveau de leur interface, initiant l'apparition de fissures et *in fine* la **fracture de la prothèse**. Le choix de **matériaux compatibles sur le plan de leur élasticité** apparaît donc primordial pour assurer la pérennité de la restauration. C'est notamment la raison pour laquelle les restaurations stratifiées céramo-métalliques et céramo-céramiques échouent.

Par ailleurs, **plus le module d'élasticité (ou module de Young) est élevé, plus le matériau est rigide**. La plage de déformation élastique des matériaux **rigides** est plus étendue. Ils **résistent ainsi davantage à la déformation** (ils se déforment moins sous l'application d'une contrainte, supportent davantage de déformation des tissus sous-jacents). De tels matériaux amortissent cependant moins bien les contraintes, les transmettant alors aux tissus dentaires sous-jacents et à l'interface restauration/dent. Les matériaux trop rigides conduisent donc plus fréquemment à des **fractures de la dent**, à des **fractures dites « complexes »** (fracture de la restauration et de la dent au lieu de la fracture de la restauration uniquement) et au **décollement de la prothèse**. [30] Les matériaux **tendres** au module d'élasticité plus faible amortissent davantage les contraintes et **réduisent ainsi le risque de fracture des tissus sous-jacents**.

Ainsi les **céramiques rigides avec un module d'élasticité élevé** seront particulièrement utilisées comme matériau d'**infrastructure** pour les **restaurations plurales** ; tandis que les matériaux avec un **module proche des tissus dentaires** seront utilisés pour des restaurations moins délabrantes et moins étendues telles que les restaurations partielles type **inlay, onlay et facettes** afin d'éviter la fracture des tissus dentaires sous-jacents ou le décollement de la prothèse. [31]

Afin d'obtenir une restauration davantage pérenne, biocompatible et **biomimétique** sur le plan mécanique en reproduisant la structure naturelle de la dent, les **RCIP à gradient fonctionnel** ont ainsi été mis au point. Ils possèdent un gradient 1D des fonctions mécaniques allant du bord occlusal (module élevé) au bord cervical (module réduit). Ce gradient permet ainsi une transition progressive des modules d'élasticité à travers l'épaisseur de la restauration. Cependant, le module d'élasticité des blocs à gradient fonctionnel actuels reste inférieur aux valeurs amélaire, mais plus la concentration en disilicate de lithium sera importante, plus le module de ces matériaux s'en rapprochera. Par ailleurs, l'avenir de ces blocs devrait également tendre vers des blocs à gradient 3D afin de se rapprocher encore davantage de la structure naturelle des dents. [19,21]

2.2.2 Résistance à la compression

La **résistance à la compression** est la capacité d'un matériau à résister à une contrainte uniaxiale appliquée verticalement (en compression) sans subir de déformation longitudinale ou transversale excessive. Elle correspond ainsi à la valeur maximale de la contrainte au moment de la rupture du matériau. Elle se mesure en **MPa**. Les forces de compression correspondent en milieu buccal aux contraintes occlusales et elles s'appliquent majoritairement sur les **molaires**.

Du fait de leur rigidité mécanique, l'ensemble des céramiques **résiste très bien aux forces de compression** comparé aux métaux et aux plastiques : c'est une de leur propriété emblématique [28].

	Résistance à la compression (MPa)
Email	384
Dentine	297
Nanocéramiques	92 à 145
RCIP	
Feldspathiques traditionnelles	70 à 100
Céramiques à base de leucite	
Céramiques à base de disilicate de lithium	376
Céramiques alumineuses infiltrées	
Alumine dense	1000
Zircone	820 à 1050

Tableau 2 : Tableau des valeurs de la résistance à la compression des tissus et matériaux dentaires [2,8,28]

Ainsi nous avons par ordre croissant de résistance à la compression et par rapport à la résistance à la compression de l'émail :

- les céramiques feldspathiques et hybrides ont une résistance inférieure,
- les céramiques à base de disilicate de lithium ont une résistance similaire,
- les céramiques polycristallines et infiltrées ont une résistance bien supérieure.

Les contraintes occlusales étant plus fortes en secteur postérieur, il est donc compréhensible que les **céramiques avec la résistance en compression la plus élevée soient particulièrement indiquées pour les restaurations sur molaires.**

2.2.3 Résistance à la flexion

La **résistance à la flexion** est une propriété importante à prendre en compte pour les céramiques puisque, étant des matériaux peu élastiques, elles **résistent mal aux forces de flexion** ce qui constitue un de leurs points faibles. Elle représente, comme pour la résistance à la compression, la capacité d'un matériau à résister à une contrainte exercée cette fois-ci en flexion. Autrement dit elle correspond à la quantité de stress que le matériau va réussir à absorber avant qu'apparaisse les premières fissures et que le matériau se fracture. Là encore il s'agit d'une propriété importante à étudier pour évaluer la stabilité d'une céramique. Elle est exprimée en **MPa**.

Il existe plusieurs tests pour la mesurer selon que la contrainte est appliquée en un, deux, trois ou quatre points. Le test en trois points distribue mal la contrainte sur la zone centrale de l'échantillon ce qui n'est pas le cas du test en quatre points de flexion. Le test de flexion bi-axiale permet quant à lui d'éviter la fracture des bords de l'échantillon, inconvénient que l'on retrouve dans les deux tests précédents. Il est également plus fiable que le test de flexion uniaxial. Les tests les plus couramment utilisés sont le **test de flexion en trois points** bien qu'il soit particulièrement sensible aux défauts de surface des bords des échantillons, et le **test de flexion bi-axiale**. Chaque test a donc ses avantages et ses inconvénients. Les résultats peuvent beaucoup varier selon celui utilisé, d'où l'importance de vérifier que le test soit le même pour chaque matériau que l'on souhaite comparer.

La résistance en flexion des matériaux fragiles est particulièrement influencée par l'**homogénéité des échantillons (taille et distribution des défauts)**. Le **module de Weibull**, puisqu'il tient compte de la taille des défauts, permet de contourner ce facteur et de redresser les résultats pour les rendre plus représentatifs. Ce module mesure ainsi la variation de résistance ainsi que l'homogénéité et l'intégrité de la surface des matériaux friables et fragiles. Un module bas

signifie que le matériau présente beaucoup de défauts, il est donc peu homogène et peu fiable. Or, **plus un matériau présente de défauts, plus la résistance à la flexion est faible** et la contrainte provoquant la rupture est basse. [32]

D'autres facteurs vont également influencer la résistance d'un matériau telle que l'épaisseur et le procédé de fabrication de la restauration ainsi que le mode d'assemblage de la restauration aux tissus dentaires.

	Résistance à la flexion (MPa)
Email	180
Dentine	80 à 250
Composites usinables	137 à 248
Nanocéramiques	160 à 200
RCIP	137 à 248
RCIP avec gradient fonctionnel	175,8 ±30,8 (couches superficielles amélaire) à 372,7 ± 27,8 (couches profondes dentinaires)
Nanocéramiques flexibles	230 à 242
Feldspathiques traditionnelles	90 à 154
Vitrocéramiques traditionnelles	290
Céramiques à base de leucite	120 à 180
Céramiques à base de disilicate de lithium	360 à 530
Céramiques renforcée par dispersion de silicate de lithium et nanocharges zircone	370 à 440
Céramiques fluoroapatites	90 à 110
Céramiques alumineuses infiltrées	400 à 750
Alumine dense	> 500
Zircone conventionnelle	900 à 1400
Zircone hautement translucide	400 à 900

Tableau 3 : Tableau des valeurs de la résistance à la flexion des tissus et matériaux dentaires [2,8,19,28]

Comme nous pouvons le voir, nous avons par ordre croissant et par rapport aux tissus dentaires :

- les céramiques feldspathiques ont une résistance à la flexion inférieure,
- les céramiques hybrides (nanocéramiques et RCIP) et les vitrocéramiques renforcées à la leucite ont une résistance proche,
- les vitrocéramiques renforcées au disilicate de lithium puis les céramiques alumineuses infiltrées et les polycristallines ont une résistance supérieure,
- la **zircone** étant de loin la céramique **la plus résistante en flexion**.

Une **résistance à la flexion élevée** va notamment être utile en cas de **restauration longue portée** (plus la résistance est forte, plus la restauration pourra compter d'éléments ; ou encore plus la restauration est étendue, plus le matériau devra être résistant) mais aussi pour une thérapeutique peu invasive passant par une restauration de **faible épaisseur** (une résistance élevée permet de réduire l'épaisseur minimale nécessaire pour la restauration).

En ce qui concerne les restaurations en secteur esthétique, la résistance à la flexion et translucidité étant intimement liés, une résistance à la flexion élevée est incompatible avec une translucidité élevée (**plus la résistance à la flexion est élevée, plus la translucidité est faible, et inversement**).

2.2.4 Ténacité

La **ténacité** correspond à la capacité d'un matériau à résister à la propagation d'une fissure préexistante [5]. La fracture survient en effet par la propagation d'une fissure à partir d'un défaut initial jusqu'à atteindre le seuil critique où la céramique vient à se fracturer. Pour les céramiques, on parle de « fissuration rampante ». Cette propriété est exprimée en **MPa /m²**. D'elle découle la pérennité d'une restauration (une **ténacité élevée induit une pérennité élevée** et une **fissuration retardée**).

	Ténacité (MPa /m ²)
Email	1,5
Dentine	3,1
Composites usinables	2
Nanocéramiques	2
RCIP	1,2 à 1,7
Feldspathiques traditionnelles	0,7 à 1,4
Vitrocéramiques traditionnelles	1,4
Céramiques à base de leucite	1,3
Céramiques à base de disilicate de lithium	2,25 à 2,75
Céramiques renforcée par dispersion de silicate de lithium et nanocharges zircone	2 à 2,4
Céramiques alumineuses infiltrées	3,5 à 3,7
Alumine dense	5 à 7
Zircone	5,5 à 13
Zircone hautement translucide	2,2

Tableau 4 : Tableau des valeurs de la ténacité des tissus et matériaux dentaires [2,8,28]

Ainsi nous avons par ordre croissant de ténacité et par rapport à la ténacité de l'émail :

- les céramiques feldspathiques et les vitrocéramiques renforcées à la leucite ont une ténacité inférieure,
- les céramiques hybrides (en particulier les RCIP) ont une ténacité proche,
- les autres céramiques ont une ténacité largement supérieure.

De plus, il est à noter que les vitrocéramiques renforcées au disilicate de lithium ont une ténacité proche de celle de la dentine.

Les céramiques ayant une faible élasticité, elles ont par conséquent une plus **faible ténacité** par rapport à d'autres familles de matériaux tels que les métaux ou les plastiques. Cependant, la **phase cristalline** joue un rôle majeur dans cette propriété puisque, lorsqu'une fissure est initiée, les cristaux viennent la combler ce qui réduit voire stoppe sa progression [1]. Ceci explique pourquoi les céramiques polycristallines ont une ténacité élevée.

Par ailleurs, la **supériorité de la zircone** en termes de ténacité s'explique également par la propriété que nous avons vue plus tôt : la « **transformation par durcissement** » ou « renforcement pour changement de phase » (« *phase transformation toughening* »).

2.2.5 Dureté (Résistance à l'usure de la céramique et Abrasion de l'antagoniste naturel)

La **dureté** correspond à la capacité d'un matériau à résister à la déformation locale superficielle occasionnée par la pénétration d'un corps extérieur jugé théoriquement indéformable (l'indenteur ou pénétrateur) sous l'application d'une contrainte constante. Cette déformation est mesurée par la superficie de l'empreinte laissée par ce corps. **Plus la pénétration est petite, plus la dureté est élevée.** [10]

Selon la forme de l'indenteur (sphère, pyramide, cône) ainsi que le matériau dont il est fait (diamant, acier, carbure de tungstène) et le périmètre de mesure (diamètre ou profondeur de l'empreinte), on distingue la dureté de **Vickers** (indenteur pyramidal à base carrée d'angle au sommet de 136° en diamant), de **Knoop** (indenteur losangique ou pyramidal en diamant à base rhombique d'angles 172,5 et 130°), de **Brinell** (indenteur bille en acier ou en carbure de tungstène selon l'essai considéré HBS ou HBW) et de **Rockwell** (indenteur bille en acier ou cône en diamant selon l'essai considéré HRC ou HRB) et l'unité sera différente (HV ou VHN (*Vickers hardness number*) pour la dureté de Vickers, HK pour la dureté de Knoop, HB pour la dureté de Brinell, HR ou RHN pour la dureté de Rockwell). Cependant la dureté peut aussi être exprimée en GPa. [5,10] Les duretés les plus utilisées en odontologie sont la dureté de Vickers et la dureté de Knoop.

La dureté renseigne notamment sur la **difficulté de finition et de polissage** des matériaux, en l'occurrence les céramiques, ainsi que sur la **résistance à l'usure et à l'abrasion** [31]. Un matériau **dur** sera plus difficile à polir et risque d'abraser de façon importante la dent naturelle antagoniste, en particulier si le polissage de la restauration est insuffisant, mais la restauration conservera sa forme plus longtemps (**moins d'usure de la restauration, plus d'usure de la dent naturelle antagoniste**). Au contraire, un matériau trop mou s'usera trop rapidement. La dureté du matériau idéal devrait donc être **proche de celle de l'émail** afin :

- d'obtenir une cinétique d'usure similaire entre les dents naturelles antagonistes et adjacentes et la restauration prothétique pour éviter de créer des interférences (une dureté similaire est bénéfique pour l'usure de l'antagoniste naturel mais aussi pour la restauration elle-même),
- de garantir la bonne intégration de la restauration (elle ne doit pas engendrer d'abrasion excessive de la dent antagoniste),
- et de conserver des fonctions de calage et de guidage effectives [10].

Bien que la dureté intéresse la surface des matériaux, elle peut aussi renseigner sur la structure générale d'un matériau tel que les résines composites de restauration et de collage (degré de polymérisation ou degré de conversion).

Les céramiques de façon générale sont des matériaux **très durs** : elles se déforment peu sous une contrainte avant d'aboutir à la fracture (dureté élevée).

	Dureté (GPa)
Email occlusal	5,8
Email au niveau de la jonction amélo-dentinaire	3,2 à 3,5
Dentine	0,6 à 0,8
Composites usinables	0,6 à 1,1
Nanocéramiques	1,1
RCIP	1,5 à 2,5
RCIP avec gradient fonctionnel	4,2
Feldspathiques traditionnelles	6 à 6,3
Vitrocéramiques traditionnelles	3,4
Céramiques à base de leucite	6,2
Céramiques à base de disilicate de lithium	5,8 à 5,9
Céramiques renforcée par dispersion de silicate de lithium et nanocharges zircon	6,6
Céramiques fluoroapatites	5,4
Céramiques alumineuses infiltrées	20
Alumine dense	17
Zircone	12 à 14
Zircone hautement translucide	13,1

Tableau 5 : Tableau des valeurs de la dureté des tissus et matériaux dentaires [2,8,19,28]

Comme nous pouvons le voir, nous avons ainsi par ordre croissant de dureté et par rapport aux tissus dentaires :

- dureté légèrement supérieure à celle de la dentine : nanocéramiques
- dureté comprise entre celle de la dentine et celle de l'émail de la jonction amélo-dentinaire : RCIP
- dureté similaire à celle de l'émail de la jonction amélo-dentinaire : vitrocéramiques traditionnelles (type Dicor®)
- dureté comprise entre celle de l'émail de la jonction amélo-dentinaire et celle de l'émail occlusal : RCIP à gradient fonctionnel et céramiques fluoroapatites ont une (les RCIP à gradient fonctionnel étant plus proches de l'émail de la jonction amélo-dentinaire, les fluoroapatites étant très proches de l'émail occlusal.)
- **dureté similaire à l'émail occlusal : vitrocéramiques renforcées au disilicate de lithium**
- dureté légèrement supérieure à celle de l'émail occlusal : feldspathiques traditionnelles et vitrocéramiques renforcées à la leucite puis vitrocéramiques renforcées par dispersion de silicate de lithium et nanocharges de zircon
- bien supérieure à celle de l'émail occlusal : zircons puis céramiques alumineuses (infiltrées et denses) (les alumineuses étant encore plus dures que la zircone)

Ainsi en terme de résistance à l'usure des céramiques, par ordre croissant nous avons : les **céramiques hybrides** (faire attention si elles sont positionnées face à des restaurations métalliques ou céramiques) **puis les vitrocéramiques** (usure similaire à l'émail) **puis les céramiques polycristallines** (ne s'usent quasiment pas lorsqu'elles affrontent l'émail). En effet, les cristaux renforcent la dureté et la résistance des céramiques face aux forces occlusales : **plus la phase cristalline est importante, plus la dureté et la résistance sont importantes.** [1]

Par contre en ce qui concerne l'usure/abrasion de l'antagoniste, cet ordre se retrouve modifier. En effet, les études ont montré qu'il n'y avait pas de forte corrélation entre la dureté d'une céramique et l'usure de l'émail antagoniste. Cette dernière est davantage influencée par d'autres facteurs, en particulier :

- la microstructure, la rugosité de surface (impact négatif),
- l'environnement (maintien d'un environnement au pH neutre, charges occlusales excessives dans les parafunctions ou les dysfonctions occlusales ou en cas de mauvais réglage occlusal, préférer des points de contacts répartis plutôt qu'un point de contact unique, minimiser ou éliminer les surfaces de guidages sur la restauration),
- la porosité et les défauts internes (impact négatif) qui se retrouvent exposés après usure de la surface de la céramique suite à sa mise en fonction,
- le polissage et le glaçage (impact positif),
- les colorants (impact positif) [33].

On a ainsi par ordre croissant d'usure de l'émail antagoniste : les **céramiques hybrides** (plus respectueuses de l'émail, l'inclusion d'un réseau polymère les rend moins abrasives) **puis les céramiques polycristallines, puis les vitrocéramiques**. En effet, les vitrocéramiques sont des céramiques rugueuses. Il faudra cependant faire attention avec les polycristallines. Elles peuvent s'avérer abrasives pour l'émail si elles ne sont pas parfaitement polies et glacées ou en cas de patient bruxoman. Pour la zircone, l'étude menée par Stawarczyk et al. a montré que la **zircone monolithique polie est moins abrasive** pour l'antagoniste que la zircone glacée, cependant elle génère **davantage de fissures de l'émail** antagoniste. Il a également été démontré que, en comparaison avec les autres céramiques conventionnelles (céramiques hybrides exceptées), la zircone monolithique polie est **la moins abrasive**. Ainsi une restauration monolithique en zircone sera moins abrasive qu'une restauration céramo-céramique stratifiée composée d'une chape zircone surmontée d'une céramique cosmétique de revêtement [34].

2.2.6 Facteurs influençant la résistance mécanique [1,2,4,10]

2.2.6.1 Taux de porosité

Le taux de porosité dépend de la distribution granulométrique de ces porosités, de leur nombre et de leur taille ainsi que du mode de mise en forme de la pâte crue. Elles nuisent aux propriétés mécaniques des céramiques puisqu'elles constituent le point de départ des fissures qui, par propagation de proche en proche, pourront se terminer en fracture de la restauration. De plus, elles modifient la transmission de la lumière incidente en rendant le matériau plus opaque.

Il est donc important, lors de la fabrication de la prothèse et du montage de la céramique, de réduire au maximum le taux de porosité. Un compactage par vibration (mécanique ou ultrasonore) permet ainsi d'augmenter la résistance de la céramique de 40% par rapport à une céramique non compactée. Par ailleurs, la cuisson sous vide permet de diminuer le taux de porosité de 4% à 0,1%.

2.2.6.2 Température et Cycle de cuisson

La phase cristalline garantit la stabilité des céramiques à la cuisson. Les protocoles de cuisson donnés par les laboratoires fabricants doivent être rigoureusement respectés lors de la fabrication d'une restauration dans ce matériau. En effet, une élévation de la température et du temps de cuisson génère une augmentation de la résistance mécanique de la céramique. Cependant cette élévation doit rester raisonnable puisqu'au-delà d'un certain seuil elle aura l'effet inverse. La multiplication du nombre de cuissons engendre également une fragilisation de la céramique en raison de la dissolution des cristaux dans la matrice.

2.2.6.3 Contraintes internes

Ces contraintes résultent d'une incompatibilité des coefficients de dilatation thermique des différents matériaux entrant dans la composition de la restauration autrement dit le matériau d'infrastructure (alliage métallique ou zircon) et le matériau de revêtement (céramique de revêtement), ou à plus petite échelle entre les différentes phases intrinsèques des matériaux (matrice et phase cristalline).

2.2.6.4 Microstructure

La forme, la taille, le type et la stabilité des cristaux, leur répartition et orientation dans la matrice, la proportion de phase cristalline par rapport à la phase matricielle et la porosité sont autant de facteurs qui influent sur les propriétés mécaniques des céramiques. Comme nous l'avons vu, les céramiques présentent des microstructures bien différentes les unes des autres ce qui explique leurs propriétés diverses et variées.

Plus les cristaux sont gros et nombreux, plus la céramique est résistante. Les cristaux orientés parallèlement à la surface, autrement dit parallèlement aux forces occlusales, permettent une résistance accrue à la propagation des fissures.

Plus la phase cristalline est importante et dispersée uniformément au sein de la matrice, plus la résistance mécanique, la dureté et la stabilité (résistance à la flexion et à la propagation des fissures) des céramiques augmentent. Ceci s'explique par l'augmentation du nombre d'interfaces et ainsi de liaisons fortes entre les charges cristallines et la matrice.

Plus la phase matricielle est importante, plus la céramique est fragile, et inversement pour la phase cristalline.

Il a été montré qu'une augmentation de la porosité de 10% engendre une diminution de la résistance mécanique de 50% [33]. Ainsi les céramiques montées par stratification manuelle présentent davantage de pores que les céramiques pressées ou usinées. Il y a davantage de risque de fracture sur une céramique poreuse car les microfissures se propagent à partir de ces défauts.

En ce qui concerne la nature des cristaux, cela renvoie à ce qui a été développé plus haut (§ *Composition et rôle des constituants*).

2.2.6.5 Etat de surface

La présence de défauts de surface impacte grandement la résistance mécanique des céramiques et notamment la résistance à la flexion. Ces défauts, directement exposés aux forces occlusales, constituent en effet le point de départ à partir desquels les microfissures naissent puis se propagent. Ainsi le mode de fabrication et de finition des restaurations céramiques a une importance cruciale.

L'usinage de céramiques particulièrement dures telle que la zircon applique beaucoup de contraintes sur le matériau, ce qui engendre l'apparition de fissures et ainsi la fragilisation de la céramique dès le stade de fabrication, avant même la livraison et la mise en fonction de la prothèse. Une cuisson post-usinage est ainsi souvent nécessaire afin de restaurer les propriétés mécaniques souhaitées. Le problème se pose pour les blocs à usiner totalement frittés.

Un polissage permet d'obtenir une surface lisse et retire les impuretés qui polluent la surface. Le glaçage thermique ou l'utilisation de glaçure permet également l'obtention d'une surface lisse exempte de défauts en venant obturer ces derniers et refermer les fissures existantes. Ces deux procédés permettent ainsi une augmentation de la résistance à la flexion qui est rappelons-le un des points faibles des céramiques. Pour les céramiques feldspathiques par exemple, le glaçage

thermique augmente leurs propriétés mécaniques de 400%. Par ailleurs, la glaçure ayant un CDT plus faible de celui de la céramique sous-jacente, elle met ainsi la surface en compression, refermant là encore les fissures existantes et s'opposant à leur propagation. Cependant la glaçure est sensible à la dissolution et à l'abrasion en milieu buccal. En ce qui concerne la finition occlusale, l'ajustement devra se faire par des fraises diamantées à grains fins spécialement conçues pour la céramique et sous irrigation. Il est recommandé qu'une étape de cuisson suive toute retouche de la céramique.

EN CONCLUSION, une céramique stable et pérenne mécaniquement doit répondre aux critères suivant :

- avoir une résistance à la flexion élevée,
- avoir une bonne ténacité, et pour cela avoir notamment une forte teneur en cristaux,
- être homogène, donc dépourvue au maximum de défauts de surface (microdéfauts telles que microfissures) ou défauts internes (porosité) ainsi que dépourvu d'impuretés,
- présenter une fabrication optimale (la fabrication idéale étant les céramiques en lingotins où l'on évite les porosités internes liées à la stratification manuelle, ainsi que les contraintes appliquées sur le matériau lors de l'usinage)

2.3 Propriétés physiques

2.3.1 Thermiques

Ces propriétés sont importantes à deux moments : lors de la fabrication de la restauration (compatibilité du comportement thermique des matériaux dans le cas de restaurations stratifiées) et lors de la mise en fonction (variations de température en bouche allant de 5 à 55°C selon l'alimentation).

La **conductivité thermique** est la capacité d'un matériau à transmettre la chaleur et donc l'énergie thermique aux tissus dentaires sous-jacents. En odontologie on la retrouve le plus souvent exprimée en calorie par centimètre, par seconde et par degré (cal. cm-1.s-1.°C-1). Elle correspondant ainsi à la quantité de chaleur évaluée en calorie par seconde passant à travers un corps d'un centimètre d'épaisseur et de section 1 cm² lorsque la différence de température entre la face chaude et la face froide est de 1°C. L'unité du système internationale (W. m-1. K-1) n'est que très rarement utilisée. [28] Un **coefficient de conductivité thermique élevé indique que le matériau transmet rapidement ces variations** de température. De tels matériaux sont à **éviter en cas de restauration des dents vivantes**. Dans les cas où cela est impossible, des précautions sont à prendre (pose d'un fond de cavité isolant, préparation respectant une distance de 2 mm de la pulpe). Une fois encore, la conductivité idéale des matériaux devrait être équivalente à celle des tissus dentaires calcifiés protégeant la pulpe (émail 2,2 cal. cm-1.s-1.°C-1 , dentine 1,4 cal. cm-1.s-1.°C-1 [35]). Les céramiques de manière générale ont une **conductivité thermique faible** contrairement aux métaux. Ce sont de mauvais conducteur de chaleur.

Un matériau soumis à une augmentation de température à pression constante subit une expansion de volume mesurée par le **coefficient de dilatation thermique** (CDT) ou **coefficient d'expansion thermique** (CET). En effet, l'énergie thermique transmise aux atomes lors du réchauffement se transforme en énergie cinétique. Les atomes entrant en mouvement s'éloignent les uns des autres entraînant l'expansion du matériau. A l'inverse, lorsque la température s'abaisse, les atomes s'immobilisent et se rapprochent à nouveau. Le matériau reprend alors sa forme initiale (rétraction ou contraction au refroidissement). **Plus le CDT est grand, plus le matériau va se**

dilater ou se rétracter lors des variations de températures. Cette **variation du volume est d'autant plus grande que le matériau est volumineux.** La phase cristalline permet de stabiliser les céramiques lors de leur cuisson et de moduler le CDT. C'est notamment le cas avec l'**oxyde de potassium (K₂O)**. [1]

Une différence des CDT entre les matériaux de la restauration mais aussi entre les matériaux et les tissus dentaires conduit à chaque variation de température à une concentration des contraintes (contraintes en traction ou en compression) au niveau des interfaces (interface infrastructure/matériau de revêtement et interface restauration/dent). Cela conduit à la création de fissures pouvant aller jusqu'à la fracture complète. La **compatibilité** est donc primordiale et est une des causes principales d'échec des restaurations prothétiques, en particulier les restaurations stratifiées. Ainsi, du fait de l'ajout de leucite ou de disilicate de lithium, les vitrocéramiques à base de leucite ou de disilicate de lithium ne peuvent être utilisées que pour des restaurations tout-céramique. En effet, leur CDT élevé devient trop éloigné du CDT des alliages métalliques utilisés pour les infrastructures des restaurations céramo-métalliques.

Par ailleurs, cette propriété permet d'**augmenter la résistance à la propagation des fissures**. Par exemple, dans le cas des vitrocéramiques, la différence de CDT entre les cristaux de leucite ou encore les cristaux de disilicate de lithium et le verre aluminosilicate engendre des forces compressives tangentielles autour des cristaux lors du refroidissement. Cela contribue à refermer les fissures débutantes et à augmenter de façon générale la résistance mécanique des céramiques. [2]

	CDT (10 ⁻⁶ /C°)
Email	11,4
Dentine	8,3
Composites usinables	2 à 4 fois plus que les tissus dentaires
Nanocéramiques	Non disponible
RCIP	Non disponible
RCIP avec gradient fonctionnel	Non disponible
Nanocéramiques flexibles	Non disponible
Feldspathiques traditionnelles	9,4
Vitrocéramiques traditionnelles	9,8
Céramiques à base de leucite	15 à 18,5
Céramiques à base de disilicate de lithium	10,2 à 10,5
Céramiques renforcée par dispersion de silicate de lithium et nanocharges zircone	9 à 12,3
Céramiques fluoroapatites	9,8 à 11
Céramiques alumineuses infiltrées	7,2
Alumine dense	7
Zircone	10 à 10,8
Or	14,3
Alliages précieux *	13,9 à 15,7
Alliages non précieux Ni-Cr *	13,9 à 15,5
Alliages non précieux Co-Cr *	13 à 15
Titane commercialement pur	8 à 9

Tableau 6 : Tableau des valeurs du coefficient de dilatation thermique des tissus et matériaux dentaires * *alliages pour restaurations céramo-métalliques (par opposition aux alliages à couler) [10,19,28,29,35]*

L'adaptation des **températures de frittage** des céramiques à la température de fusion des alliages métalliques est là encore indispensable afin d'éviter le fluage du métal lors de la cuisson de la céramiques de revêtement.

	Température de fusion (°C)
Feldspathiques traditionnelles	780 à 800
Vitrocéramiques traditionnelles	850
Céramiques à base de leucite	625
Céramiques à base de disilicate de lithium	840 à 920
Céramiques renforcée par dispersion de silicate de lithium et nanocharges zircon	770 à 800
Céramiques fluoroapatites	900 à 910
Céramiques alumineuses infiltrées	2053
Alumine dense	1600
Zircone	1350 à 2700
Alliages précieux *	1030 à 1300 (intervalle de fusion) 1200 à 1400 (t° de coulée)
Alliages non précieux Ni-Cr *	940 à 1430 (intervalle de fusion) 1000 à 1500 (t° de coulée)
Alliages non précieux Co-Cr *	1250 à 1500 (intervalle de fusion) 1300 à 1600 (t° de coulée)
Titane	1720

Tableau 7 : Tableau des valeurs de température de fusion des matériaux dentaires * *alliages pour restaurations céramo-métalliques (par opposition aux alliages à couler)[10,28,29,35]*

2.3.2 Electriques

Les charges électriques ne peuvent se déplacer que par diffusion ionique. Les céramiques étant solide à l'inverse de l'émail (solution interprismatique), ces échanges ne peuvent avoir lieu, faisant de ces matériaux de **parfaits isolants électriques**. [4]

2.3.3 Optiques

Les céramiques sont des matériaux ayant des propriétés optiques très proches des tissus durs dentaires. Cela en fait des matériaux particulièrement adaptés sur le plan esthétique pour les restaurations prothétiques en odontologie, notamment dans les secteurs antérieurs.

2.3.3.1 Définitions [36,37,38]

Lorsqu'un faisceau lumineux interagit avec son environnement, plusieurs phénomènes peuvent se produire selon la nature de l'objet rencontré. Lors de la **réflexion**, le faisceau incident repart dans le milieu initial après avoir touché la surface de l'objet, l'angle de réflexion restant le même que l'angle incident du faisceau lumineux par rapport à la surface. Lors de la **réfraction**, le faisceau incident traverse la surface rencontrée selon une trajectoire cette fois-ci modifiée, l'angle de réfraction étant différent de l'angle d'incidence. Un faisceau transmis (**transmission** lumineuse) correspond au faisceau émergent de l'objet après l'avoir traversé. A l'inverse un faisceau absorbé (**absorption** lumineuse) est un faisceau qui ne ressort pas de l'objet après l'avoir traversé, l'énergie lumineuse incidente étant transformée en une autre forme d'énergie émise en retour dans l'environnement. Enfin le phénomène de **diffusion** correspond à la situation où, la surface rencontrée étant irrégulière, un rayon incident unique est réfléchi dans le milieu initial sous la forme de plusieurs rayons diffusés dans des directions différentes. Ainsi, les **dents jeunes**, moins polies et usées par le temps, sont plus rugueuses. Elles réfléchissent donc davantage de rayons lumineux et apparaissent **plus opaques**.

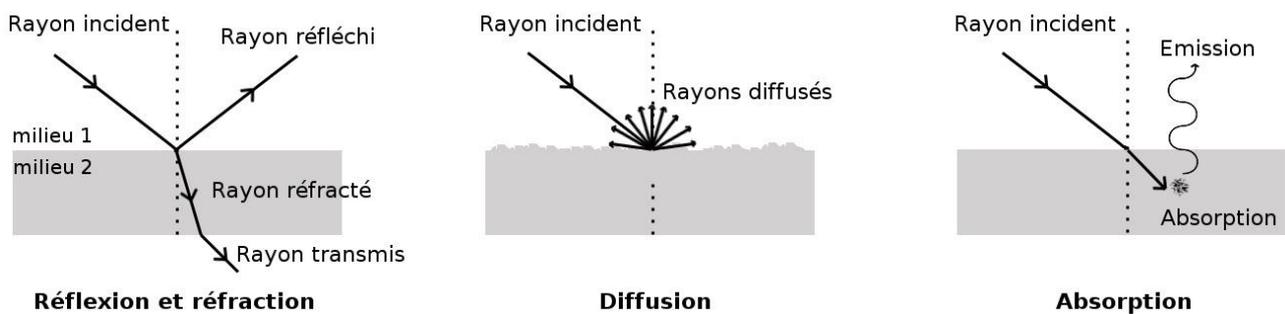
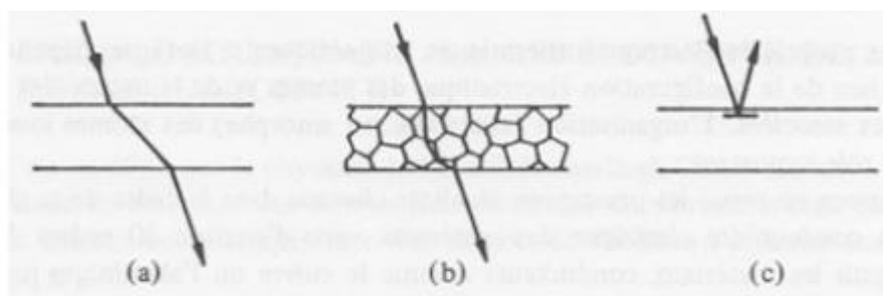


Figure 17 : Schéma des types d'interactions d'un rayonnement lumineux avec l'environnement [39]

Chaque milieu se caractérise par son **indice de réfraction** permettant de décrire le comportement de la lumière face à lui. Lorsqu'un rayon incident traverse la surface d'un objet sans être dévié ni ralenti, le milieu est dit **transparent**. Il est à noter que bien que la forme du faisceau incident se soit pas modifiée, la couleur en revanche peut être différente selon que le milieu traversé est chromatique ou non. Lorsque le faisceau incident est totalement réfléchi ou absorbé, le milieu est dit **opaque**. C'est un milieu qui ne transmet par la lumière. La **translucidité** correspond alors à un état intermédiaire entre ces deux extrêmes. Le faisceau incident est cette fois réfracté (modification de sa trajectoire et de sa vitesse).



a) solide transparent - b) solide translucide - c) solide opaque, brillant

Figure 18 : Schéma des types de milieux selon leur comportement face à la lumière [40]

La **fluorescence** est la capacité à absorber une partie de l'énergie lumineuse incidente et la restituer par l'émission d'un rayonnement dans le domaine du visible. Les **dents sont naturellement fluorescentes** du fait de la **dentine** trois fois plus fluorescente que l'émail et qui confère à la dent un aspect **blanc bleuté**. Cela s'atténue cependant lors du vieillissement du fait de la minéralisation des tissus dentaires. La **zircone** a quant à elle une **fluorescence très faible**. La présence de **terres rares** dans la composition des matériaux céramiques augmente leur fluorescence afin de leur donner un aspect plus naturel proche des tissus dentaires.

L'**opalescence** quant à elle est la capacité d'un matériau translucide ou transparent à transmettre les longueurs d'onde hautes, donnant ainsi un aspect **rouge orangé** au matériau, et à réfléchir les longueurs d'onde courtes (type bleu, violet). C'est le cas de la dent où l'opalescence est cette fois liée à l'**émail** dans les zones incisales entre les mamelons dentinaires.

La couleur se caractérise par trois paramètres fondamentaux : la luminosité, la teinte et la saturation. La **luminosité** (dite aussi brillance, luminance, valeur ou clarté) est la quantité de lumière réfléchiée ou encore la quantité de blanc contenue dans une couleur. Elle mesure le niveau de gris dans une couleur. Un objet réfléchissant la totalité des faisceaux lumineux incidents apparaîtra blanc. A l'inverse, un objet où l'intégralité des faisceaux lumineux incidents est transmise apparaîtra noir. Entre ces deux extrêmes, une réflexion plus ou moins importante donnera

ainsi un objet plus ou moins gris. La **teinte** (dite aussi tonalité chromatique, chromaticité ou ton) correspond à la longueur d'onde dominante de la lumière réfléchiée. Elle donne ainsi la « sensation » de la couleur (bleu, vert, jaune, orange, rouge). La **saturation** (dite aussi intensité ou densité de couleur) revient à la quantité/intensité de la teinte. Elle caractérise ainsi la pureté d'une couleur.



Figure 19 : Appréciation clinique de la luminosité, saturation et teinte d'une dent naturelle [36]

La littérature scientifique évoque souvent le **système CIE L*a*b** lorsqu'elle étudie l'esthétique des restaurations prothétiques. Cet outil permet de coder, d'organiser et ainsi de comparer les couleurs. Pour cela, il mesure la luminosité (L^*), le degré de rouge/vert (a^*), le degré de bleu/jaune (b^*) placés sur 3 axes divergents. Cette organisation prend la forme d'une sphère appelée l'« espace colorimétrique CIE L*a*b ». Ce même système définit la « banane chromatique dentaire » correspondant à la couleur générale moyenne des dents humaines. Ainsi, la **luminosité dentaire est élevée mais varie beaucoup** d'un individu à un autre. La **teinte** quant à elle est **uniforme** (elle varie peu) et plutôt **jaune/orangée** (teintes chaudes) [36]. Plus récemment, le système CIED2000 a été mis au point et est parfois utilisé à la place du CIE L*a*b. C'est un système plus performant, améliorant la corrélation entre la couleur perçue et la couleur calculée numériquement, et calculant ainsi une valeur plus proche de la perception réelle des couleurs.

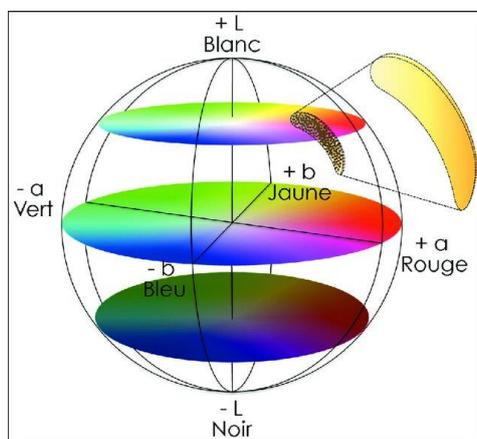


Figure 20 : Représentation de l'espace colorimétrique CIE L*a*b et de la "banane chromatique dentaire" [36]

2.3.3.2 Facteurs influençant les propriétés optiques

La **translucidité** joue un rôle primordial dans l'esthétique des restaurations céramiques. Elle varie selon plusieurs facteurs, détaillés ci-dessous. Néanmoins deux d'entre eux ont une influence particulièrement significative : l'épaisseur de la céramique (facteur ayant le plus d'impact sur la translucidité) suivi de l'état de surface.

Certains *facteurs intrinsèques* au matériau vont avoir une influence sur leurs propriétés optiques. Il s'agit de la **composition**, de la **nature** chimique, de la **taille**, de la **quantité** de cristaux, de leur **orientation**, de la **densité** et de la présence de **défauts** microstructuraux, de l'**état de surface** et de l'**indice de réfraction** entre les différentes phases du matériau, des pigments et de la phase matricielle [16].

Plus les cristaux seront petits, la céramique dense (porosité interne minimale), et la phase matricielle importante, moins il y aura d'obstacles au passage de la lumière. Les faisceaux incidents seront moins réfléchis et davantage transmis. La céramique apparaîtra alors plus translucide et esthétique. [41,42]

La lumière incidente sera d'autant plus réfléchi et diffusée que la taille des cristaux, des porosités, des défauts internes et des anfractuosités de surface sera proche voir supérieure à la longueur d'onde des rayons incidents, autrement dit 400 à 700 nm (plus les obstacles sont petits, moins ils interfèrent avec la lumière, moins celle-ci est réfléchi). [1,10] La taille idéale pour les grains a été mesurée comme étant inférieure à 100 nm. Cependant il a été montré qu'en cas de grains extrêmement fins, d'une dimension inférieure à la taille critique de 200 nm, il y a une diminution de la capacité de renforcement par changement de phase pour les zircons, réduisant ainsi la résistance mécanique et la résistance à la propagation des fissures de ces céramiques [41].

L'état de surface va quant à lui impacter la luminosité des restaurations : plus la surface est rugueuse, plus elle réfléchit la lumière augmentant ainsi la luminosité du matériau. En effet, une surface rugueuse se comporte comme une multitude de surfaces plus petites diffusant la lumière dans des directions différentes [42]. Ainsi, le polissage et glaçage des restaurations renforcent leur esthétique en diminuant l'opacité des restaurations.

La densité interne aura également un impact sur la transmission de la lumière puisque la présence de porosités internes et d'impuretés constituent des obstacles supplémentaires à la transmission de la lumière et augmentent l'indice de réfraction global de la céramique. Ainsi, plus la densité est élevée, plus la céramique sera translucide. Les zircons conventionnelles ont des porosités allant de 200 à 400 nm et taux de porosité de 0,005% tandis que les zircons translucides sont moins poreuses d'où leur translucidité et ainsi leur esthétique plus élevées. [41]

L'orientation des cristaux va aussi impacter l'indice de réfraction des céramiques puisque des grains divergents induisent une réfraction supérieure de la lumière. Dans la zircone on observe ainsi un phénomène de **biréfringence** (phénomène de double réfraction des faisceaux lumineux dans un matériau du fait de son caractère anisotrope) du fait de l'orientation des cristaux tétraonaux.

Enfin, concernant la nature des cristaux, l'association zircone-silicate de lithium augmente l'indice de réfraction et diminue la diffusion des faisceaux lumineux, augmentant ainsi la translucidité du matériau. L'alumine (Al_2O_3) quant à elle augmente l'indice de réfraction des céramiques. Cependant l'association zircone-alumine (cas de la zircone renforcée à l'alumine ZTA) diminue l'indice de réfraction global de la céramique pour le rapprocher de celui de l'émail, puisque l'indice de réfraction de l'alumine est inférieur à celui de la zircone (1,76 pour l'alumine contre 2,3 en moyenne pour la zircone). L'yttrium (Y_2O_3) induit un grossissement des cristaux mais place les grains cubiques parallèlement à la phase quadratique et réduit la biréfringence. La lumière est alors moins réfractée et le matériau plus translucide [14,16]. Cependant, l'augmentation d'yttrium conduit à une diminution de la résistance à la propagation des fissures, réduisant ainsi la résistance mécanique des zircons hautement translucides. L'enjeu est donc là encore de trouver un compromis entre l'esthétique et la résistance mécanique.

Des *facteurs extrinsèques* vont également avoir un impact sur les propriétés optiques des matériaux et en l'occurrence sur les céramiques. Il s'agit de l'**épaisseur** de céramique et de l'**agent d'assemblage**, du **nombre de cycle de cuisson**, de la **température de cuisson**, du **mode de fabrication** des restaurations, des **pigments** utilisés et de la **source de lumière**. En ce qui concerne la zirconie la **dégradation hydrothermale** va également avoir un impact sur ses propriétés optiques. [16,43]

L'augmentation de l'épaisseur de céramique induit une diminution de la transmission de la lumière et ainsi une diminution de la translucidité des matériaux [16]. L'indice de réfraction est en effet directement lié à l'épaisseur. Plus une céramique sera translucide, plus son épaisseur au sein de la restauration devra être importante pour masquer une dyschromie sous-jacente. Les céramiques opaques permettent ainsi des restaurations plus économes en tissus dentaires. Il semblerait cependant qu'à partir d'une épaisseur de 1,5-2 mm le rendu esthétique d'une restauration céramique ne soit plus impacté par la couleur du substrat sous-jacent [42,44].

En ce qui concerne le frittage, la réduction du temps de cuisson engendre la production de grains plus fins et l'augmentation de la température de cuisson engendre une augmentation de la densité des céramiques (moins de porosités internes). Cela ainsi augmente la transmission de la lumière et rend les céramiques plus translucides. [41]

Le mode de fabrication des restaurations est également un paramètre à prendre en compte. L'**usinage** se caractérise par un rendu esthétique plus harmonieux par rapport à la technique de stratification manuelle bien que cette dernière permette une caractérisation personnalisée. Dans les blocs à usiner, les composants sont en effet plus harmonieusement distribués au sein de la masse de céramique, le taux de porosités et défauts internes est réduit et l'épaisseur de céramique est automatiquement calculée en fonction de la teinte souhaitée grâce à une standardisation de la répartition de la teinte au sein des blocs à gradients. Les résultats sont donc plus reproductibles et prévisibles [44].

La dégradation hydrothermale de la zirconie altère la transmission de la lumière du fait de l'interaction des rayons lumineux avec les ions OH⁻ de l'eau s'infiltrant au sein du matériau. Ainsi, une restauration zirconie a tendance à devenir encore plus opaque au fur et à mesure de son vieillissement.

2.3.3.3 Propriétés optiques des tissus dentaires et des céramiques, point sur les zircons esthétiques

Le classement des céramiques des plus translucides aux plus opaques est le suivant : **nanocéramiques et RCIP > feldspathiques > vitrocéramiques (fluoroapatite > leucite > disilicate de lithium) > alumineuses polycristallines/denses > zirconie (zirconie préfrittée > zirconie frittée ; 4Y et 5-TZP > 3Y-TZP ; PSZ > TZP > CSZ)** [1,16,24,42].

Les **nanocéramiques** sont les **matériaux céramiques plus translucides** du fait de leurs nanoparticules dont le diamètre est inférieur aux longueurs d'onde de la lumière visible [42].

Dans les vitrocéramiques renforcées par dispersion de disilicate de lithium, par rapport aux céramiques feldspathiques, la phase cristalline représente les 2/3 de son volume, les cristaux en forme d'aiguille sont orientés aléatoirement et on trouve une proportion plus élevée d'alumine d'où la translucidité plus élevée des céramiques feldspathiques [42].

Par rapport aux céramiques alumineuses, les vitrocéramiques renforcées à la leucite ou au disilicate de lithium comportent une proportion plus faible de cristaux. Ces dernières sont ainsi plus translucides que les céramiques alumineuses [44].

Par ailleurs, les vitrocéramiques à base de disilicate de lithium étant moins poreuses que la zirconie et comportant une phase vitreuse, elles sont plus translucides.

Les **céramiques polycristallines, en particulier la zirconie**, sont quant à elles **les plus opaques** puisque dépourvues de matrice [43]. Pour ce qui est des zircons, les **zircons conventionnelles** type 3Y-TZP ont un aspect **très blanc et opaque** (comme de la craie) ayant

tendance à virer dans les teintes grises sous des éclairages de faible intensité. Elles sont donc utilisées en tant matériau d'infrastructure et doivent être recouvertes par stratification de céramique de revêtement. Les zircons 4Y et 5Y-TZP sont plus translucides que les 3Y-TZP car elles sont composées de davantage d'yttrium et ont donc un indice de réfraction plus faible, des cristaux plus gros mais orientés parallèlement ce qui réduit la biréfringence [14]. Par ailleurs les TZP (*tetragonal zirconia polycrystal*) ont un indice de réfraction plus faible mais une biréfringence plus élevée que les PSZ (*partially stabilized zirconia*), ce qui augmente la diffusion des faisceaux et leur opacité et altère leur couleur. Les CSZ (*cubic stabilized zirconia*) quant à elles n'ont pas de biréfringence et ont un indice de réfraction inférieur à celui des TZP et PSZ ce qui les rend plus esthétiques. Etant composées de cristaux sous forme cubique et ces derniers étant plus translucides, cela explique là encore le rendu esthétique supérieur des CSZ. Cependant le renforcement par transformation de phase (tetragonal→monoclinique) ne peut plus se faire ce qui réduit la résistance mécanique de telles céramiques (diminution de la résistance à la flexion et à la fracture). Les CSZ doivent donc être utilisées en épaisseur plus grande afin de compenser la diminution de leurs propriétés mécaniques ce qui les rend, en dépit de la supériorité de leurs propriétés optiques, moins translucides [16,41].

2.3.3.4 Vieillessement de la couleur et de l'aspect esthétique

Awad et al. ont observé que, à l'exception de VITA Mark II® qui n'a montré quasiment pas de changement, tous les matériaux céramiques usinables ont démontré une **diminution de leur translucidité au fur et à mesure de l'augmentation de leur rugosité**. Cela souligne l'importance de **bien polir les restaurations après usinage et ajustement occlusal** afin de garantir une meilleure stabilité des propriétés optiques des restaurations sur le long terme. Ils ont également relevé que les RCIP, bien qu'ils soient avec les nanocéramiques les matériaux les plus translucides lorsqu'ils sont polis, sont les matériaux pour lesquels la **perte de translucidité est la plus grande** lors de l'augmentation de la rugosité de surface et ainsi au fil de leur vieillissement. Bien que cela constitue un avantage quant à l'abrasivité de l'antagoniste, ce sont en effet ceux qui résistent le moins à l'usure parmi les matériaux céramiques. Cela vient du fait que la matrice polymère qui les compose se sépare relativement facilement du réseau céramique. Les auteurs soulignent cependant que la **perte de translucidité est davantage dépendante du type de matériau et n'est pas forcément corrélée avec le taux de rugosité**. Autrement dit, un matériau dont la rugosité est la plus évolutive ne sera pas nécessairement celui qui aura la plus grande perte de translucidité [42].

	Indice de réfraction lumineuse	Biréfringence
Email	1,631	0,007
Dentine	1,540	0,007
Résines composites	1,51 à 1,54	
Céram feldspathique	1,51	
Céramique à base de leucite	1,51 à 1,55	
Alumine	1,76	0,008
Zircone	2,192 (3Y-PSZ)	0,020
	2,470 (4,5Y-PSZ)	0,033
	2,214 (3Y-TZP)	0,038
	2,177 (9Y-CZP)	Ø
	2,088 (17Y-CZP)	Ø

Tableau 8 : Tableau des propriétés optiques des tissus et matériaux dentaires (PSZ *partially stabilized zirconia* ; TZP *tetragonal zirconia polycrystal* ; CZP *cubic stabilized zirconia*) [10,16,28,35]

2.3.4 Chimique

2.3.4.1 Aptitude au collage [10,24]

La phase vitreuse est la phase rendant aisément possible le collage de la céramique. En effet, la phase vitreuse est sensible à l'acide hydrofluoridrique sous l'action duquel elle se dissout, exposant le réseau de la phase cristalline. Ce réseau formé de multiples porosités sera ensuite aisément comblé par la résine de collage. **Plus la phase vitreuse est importante, plus la céramique est apte au collage.**

La classification des céramiques par ordre décroissant de capacité au collage est donc la suivante : **feldspathiques traditionnelles > feldspathiques renforcées (fluoroapatite > leucite > disilicate de lithium) > alumineuses polycristallines/denses > zircone préfrittée > zircone frittée**

2.3.4.2 Liaison céramo-céramique

La liaison céramo-céramique repose sur deux types d'interactions entre la céramique cosmétique et la céramique d'infrastructure : une liaison physico-chimique et une liaison mécanique.

La liaison **physico-chimique** repose sur les liaisons chimiques qui s'établissent entre les composants des deux céramiques et sur la mouillabilité de la céramique cosmétique lors de son apposition sur l'armature céramique, elle-même conditionnée par la tension superficielle et l'état de surface de la céramique d'infrastructure.

La liaison **mécanique**, quant à elle, s'explique par les interactions micromécaniques liées à la rugosité de surface de la céramique d'infrastructure. Cette rugosité dépend du type de traitement de surface de cette céramique avant son assemblage avec la céramique cosmétique. La liaison mécanique s'explique également par les forces de frittage liées à un différentiel entre les coefficients de dilatation thermique des deux céramiques. Le CDT de la céramique cosmétique étant inférieur, celle-ci, lors du refroidissement, vient exercer des forces de compression sur la céramique d'armature, verrouillant ainsi la liaison céramo-céramique. [45]

La liaison céramique oxyde/céramique cosmétique reste méconnue. Il n'existe a priori pas de liaison chimique, seulement une liaison mécanique et des forces attractives électrostatiques entre les composants.

La liaison vitrocéramique ou céramique infiltrée/céramique cosmétique est, quant à elle, bien connue. Elle repose sur la fusion des phases vitreuses au niveau de l'interface lors de l'étape de cuisson (frittage). [45]

Le risque de **chipping** est un problème récurrent des systèmes céramo-céramiques. Il est le plus souvent lié au développement d'une fracture au sein de l'interface céramique d'infrastructure/céramique cosmétique (**adhesive fracture**) ou au sein de la couche de céramique cosmétique (**cohesive fracture**), la fracture pouvant être **mixte**. La fracture de masse (**bulk fracture**) correspondant à une fracture transfixiante de la céramique cosmétique à la céramique d'infrastructure est plus rare du fait de la résistance mécanique des céramiques utilisées pour construire l'armature.

La fracture à l'interface s'explique par une liaison relativement faible entre les deux matériaux. Plusieurs traitements de surface de la céramique d'infrastructure sont possibles afin de maximiser cette liaison : le **sablage** (air abrasion) **par particules d'oxyde d'alumine**, et/ou l'utilisation d'un **laser Er-YAG, Nd :YAG ou CO2**. Ils sont à réaliser avant le frittage final. Si tous augmentent la force de liaison entre la céramique d'infrastructure et la céramique cosmétique,

davantage d'études sont encore nécessaires quant à l'utilisation des lasers et pour définir quel protocole est le plus efficace (taille des particules d'air abrasion, puissance du laser, laser à utiliser en priorité, sablage et laser à associer ou à utiliser seuls) [46,47].

La fracture au sein de la couche de céramique cosmétique s'explique, quant à elle, par la faible conductivité thermique de la zircone d'armature. Il en résulte un large gradient de température au sein de la céramique de revêtement lors du refroidissement après frittage. Des contraintes thermiques résiduelles persistent alors au sein de la couche de revêtement. Elles conduiront à terme à des fractures au sein de cette dernière.

Un **design anatomique** de l'armature zircone Y-TZP aménageant une épaisseur régulière de céramique cosmétique permet de réduire ce risque. De même, les protocoles de **chauffage et de refroidissement lents** lors de l'application de la céramique de revêtement et un **nombre répété de cycles de cuisson** (au moins deux cycles) ont également montré leur efficacité. Le choix de matériaux **compatibles sur le plan des coefficients de dilatation thermique** est lui aussi indispensable afin de réduire les contraintes internes résiduelles après refroidissement. Le recours à une céramique de revêtement **pressée** ne semble quant à lui pas avoir d'efficacité supérieure comparé à la technique traditionnelle de stratification manuelle. L'**usinage** a quant à lui été évoqué et a démontré un taux de survie à deux ans de 100%, sans aucune complication biologique ou technique. Cependant cette solution nécessiterait d'augmenter encore la réduction occlusale ce qui limite son application, les restaurations céramo-céramiques étant déjà relativement délabrantes. Par ailleurs, l'**ajustement occlusal au fauteuil** lors de l'assemblage de la prothèse en bouche augmente le risque de *chipping*. Idéalement, il devrait être **suivi d'une étape finale de cuisson**. Néanmoins une bonne équilibration occlusale est indispensable pour éviter des contraintes trop importantes sur la restauration. Le traitement de finition de surface semble, lui aussi, avoir son importance dans la réduction du risque de *chipping* puisque les restaurations céramo-céramiques **glacées** présentent une résistance à la fracture supérieure. [21,48,49]

3 Situations cliniques – Critères de choix

3.1 Préparation dentaire

Pour les restaurations tout-céramique, l'épaisseur de céramique et la forme de préparation de la dent sont deux points clés pour assurer la longévité de telles restaurations. La préparation de la dent a montré avoir une influence significative sur la résistance à la fracture, en particulier pour la zircone [11].

3.1.1 Epaisseur minimale

3.1.1.1 Généralités

Plusieurs paramètres vont conditionner l'épaisseur de la préparation : le **type de céramique** (en rapport avec sa résistance mécanique, et en particulier sa résistance à la flexion), mais aussi l'**espace prothétique disponible** (égression, érosion, abrasion) et la **vitalité** de la dent associée à l'**âge du patient** (la restauration d'une dent vivante sur un patient jeune laisse moins de place pour l'épaisseur de la préparation par rapport à une restauration sur une dent dévitalisée et/ou sur un patient âgé où la pulpe dentaire est davantage rétractée).

Pour une restauration céramo-métallique, l'épaisseur de la chape métallique varie de 0,2 à 0,3 mm pour un métal non précieux et de 0,4 à 0,5 mm pour un métal précieux, tandis que l'épaisseur de la céramique ne doit pas être inférieure à 0,7 mm afin d'obtenir la teinte souhaitée et une translucidité suffisante en dépit de la chape métallique qui opacifie la restauration [8]. Ainsi, la

réduction **occlusale** est de **1,5 à 2 mm** et la réduction **vestibulaire** de **1,5 mm** tandis qu'elle diminue progressivement en proximal pour atteindre une réduction **cervicale de 0,8 à 1 mm du côté palatin ou lingual** en cas de finition avec un bandeau métallique.

Pour une restauration céramo-céramique conventionnelle avec armature et céramique cosmétique, la réduction **occlusale** est de **1 à 1,5 mm minimum** et peut aller **jusqu'à 2 mm** (en particulier dans les zones de contact occlusal au niveau des cuspidés d'appui), tandis que la réduction **axiale** est de **1,5 mm** et la réduction **cervicale** de **1 à 1,5 mm**.

Pour une restauration monolithique en zircone conventionnelle (Y-TZP) en secteur molaire (secteur postérieur) avec une occlusion normale sans parafonction ni hyperfonction, l'épaisseur **occlusale** est de **1,5 à 2 mm** tandis que la réduction **axiale** est de **0,5 mm voir 0,75 mm**. Pour les zircons nouvelles générations (zircons translucides), l'épaisseur minimale (occlusale et axiale) est de **0,5 à 1 mm**, mais doit être réservée à des indications précises (secteur antérieur ou *full-mouth*, dans des conditions occlusales favorables).

A titre d'exemple, le laboratoire Ivoclar Vivodent avec son système IPS e.max® ZirCAD recommande ainsi les épaisseurs suivantes : pour les formulations plus résistantes mécaniquement telles que l'IPS e.max ZirCAD MO (moyenne opacité) ou LT (basse translucidité), l'épaisseur peut être réduite à 0,4 mm pour les dents antérieures et à 0,6 mm pour les dents postérieures (réduction occlusale et axiale) ; pour les formulations plus esthétiques telles que l'IPS e.max ZirCAD MT (moyenne translucidité) ou MT Multi, l'épaisseur peut être réduite à 0,8 mm pour les dents antérieures et à 1 mm pour les dents postérieures. Ces données sont celles des fabricants, le recul clinique étant encore insuffisant.

Pour une restauration monolithique en disilicate de lithium, la réduction **occlusale** sera de **1,5 mm à 2 mm** tandis que la réduction **axiale** sera de **1,5 mm en secteur postérieur et 1,2 mm en secteur antérieur**, et la réduction **cervicale** de **1 mm**, pouvant descendre jusqu'à **0,8 mm en secteur postérieur**. [11,41]

Ainsi, **plus les céramiques sont résistantes mécaniquement** (en particulier résistantes à la flexion), **moins elles devront être épaisses** et plus la préparation pourra être économique en perte tissulaire. Ainsi dans les restaurations céramo-céramiques stratifiées, les chapes en vitrocéramique seront plus épaisses que les chapes en céramique alumineuse ou en zircone. Sur le même principe, les céramiques oxydes seront indiquées pour les cas de faible espace prothétique ou lorsque la restauration devra être la moins invasive possible.

Dans les systèmes céramo-céramiques à armature céramique recouverte d'une couche de céramique cosmétique, l'épaisseur de chacune des couches est un facteur important puisque le risque de *chipping* est un risque récurrent sur ce type de montage. Pour les systèmes à **armature vitrocéramique**, l'épaisseur de la **couche de revêtement doit être de 1 à 1,5 mm**. Pour les systèmes à armature zircone, plus l'épaisseur de céramique de revêtement est faible, plus la tension au sein de ce matériau sera faible et moins le risque de fracture sera important. Par ailleurs, pour une même épaisseur de céramique cosmétique (1,5 mm), il a été montré que la tension est moindre lorsque la chape en zircone est de 1,5 mm. Cependant il ne semble pas y avoir de rapport optimal entre les épaisseurs de la chape et de la couche de revêtement. Pour certains auteurs d'ailleurs, l'épaisseur totale est plus importante que le ratio armature/céramique cosmétique. Quel que soit la céramique utilisée pour la chape de couronnes ou de bridges céramo-céramiques, **l'épaisseur de la couche cosmétique ne doit pas dépasser 2 mm**, une épaisseur excessive augmentant le risque de *chipping*. [32,50] Par ailleurs, l'épaisseur de préparation influence la répartition du stress occlusal. Ainsi, une épaisseur **homogène** de céramique permet une meilleure distribution du stress lorsque la restauration est composée de matériaux avec différents modules d'élasticité, en particulier dans les restaurations céramo-céramiques à armature céramique recouverte de céramique cosmétique [30].

Pour ce qui est des céramiques hybrides, les fabricants recommandent pour les RCIP une épaisseur **occlusale minimale de 1 mm**, une largeur minimale de **1 mm pour les isthmes** retrouvés dans les préparations d'inlays/onlays, et une réduction **cervicale minimale de 0,8 à 1 mm** dans le cas de couronnes périphériques [51]. Les épaisseurs de préparation des nanocéramiques rejoignent, quant à elles, les épaisseurs recommandées pour les **systèmes céramo-céramiques** du fait de leurs propriétés mécaniques plus faibles que les RCIP [52].

3.1.1.2 Facettes

Dans le cas des facettes, du fait du **collage dans l'émail**, l'épaisseur de préparation peut être extrêmement fine.

L'épaisseur de l'émail sur une incisive maxillaire étant approximativement de 0,4 à 1,3 mm, avec une épaisseur dans le tiers cervical plus fine et une épaisseur dans le tiers incisal plus épaisse, une facette de 0,5 à 1 mm d'épaisseur est généralement collée dans l'émail. Ainsi l'épaisseur recommandée pour ce type de restauration est de **0,3 à 0,5 mm pour le tiers cervical, 0,6 à 0,8 mm pour le tiers médian et 1,5 à 2 mm pour le tiers incisal** en cas de facette reconstituant le bord libre. La préparation **proximale** devra aménagée une épaisseur de **0,8 à 1 mm**. [21,53]

La réalisation de **facettes pelliculaires** est possible. Elle se fera par **usinage de disilicate de lithium**. L'épaisseur minimum pourra alors être de **0,3 mm dans les zones cervicale et vestibulaire et 0,4 mm minimum au niveau du bord incisif**. La leucite ne peut être utilisée pour de telles facettes. [21]

3.1.1.3 Inlays-Onlays-Overlays

Bien qu'également collées dans l'émail, ces restaurations portant sur les dents cuspidées où les contraintes occlusales sont plus fortes, la préparation doit aménager plus d'épaisseur que pour les facettes. La préparation de ces restaurations doit ainsi suivre les règles suivantes [4, 8, 10,54] :

- angle de **dépouille** des parois internes et externes compris entre 6 et 15 % afin de permettre l'insertion tout en permettant une certaine rétention ; les contre-dépouilles seront comblées au composite afin d'éviter une perte tissulaire supplémentaire ;
- **angle cavo-superficiel** de 90° ;
- **surplomb proximal** (portée de la céramique en porte-à-faux au niveau du point de contact proximal) inférieur à 2 mm ;
- **limites** placées en dehors des points de contacts occlusaux (éviter les pointes cuspidiennes) ;
- **profondeur de cavité occlusale (épaisseur de céramique)** de 1,5 à 2 mm voir 3 mm pour les zones de fortes contraintes : 1,5 mm minimum au niveau des sillons occlusaux, entre 2 et 3 mm au niveau des pointes cuspidiennes, crêtes proximales et aplomb des cuspidés d'appuis antagonistes. A noter que les études *in vitro* sur les inlays onlays en céramique ont montré que le respect d'une épaisseur occlusale de 1,5 à 2 mm permettait de réduire le risque de fracture de ce type de restauration [55];
- largeur des **isthmes** de 1,5 à 2 mm ;
- **congé** d'une largeur de 1 à 1,5 mm, aménageant une hauteur de 1 à 2 mm de tissu dentaire résiduel, situé si possible 1 à 2 mm en dessous du niveau du fond de cavité central ;
- **largeur des marches proximales** de 1 à 1,5 mm ;
- **hauteur des marches proximales** de 1,5 à 2 mm (notamment afin d'avoir une épaisseur de matériau supérieure dans les zones de fortes contraintes occlusales que sont les crêtes proximales) ;
- **épaisseur minimale des parois** restantes de 1 mm en cas de dent vitale et en dehors des zones de contraintes, et 2 mm dans le cas contraire ;

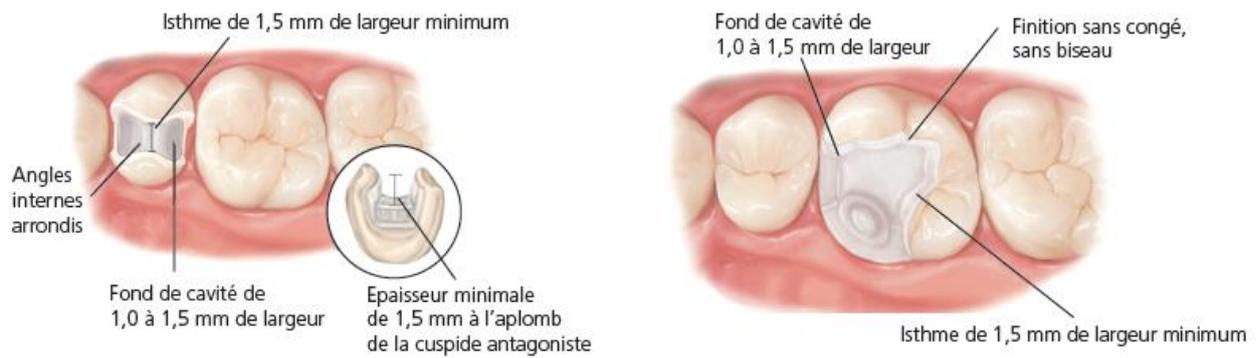


Figure 21 : Schéma de la préparation d'inlays et onlays céramiques en IPS e.max® [54]

Pour des **restaurations pelliculaires postérieures** usinées, dans la prise en charge d'érosions chimiques sévères (technique *no prep*), l'épaisseur minimale devra être de **0,4 à 0,6 mm au niveau des sillons** et **1 à 1,3 mm au niveau des pointes cuspidiennes**. Ce type de restauration devra impérativement être **usiné** tandis que le matériau utilisé pourra être du **disilicate de lithium**, du **silicate de lithium renforcé par nanocharges de zircone** ou encore un **RCIP**. [21]

3.1.1.4 Couronnes unitaires

Les couronnes unitaires **postérieures** doivent respecter une réduction **cervicale de 0,8 à 1 mm** (1 mm en cas de scellement) et une réduction **occlusale et périphérique de 1,5 mm**, allant jusqu'à **2 mm** pour les zones de contact occlusales ou en cas de scellement.

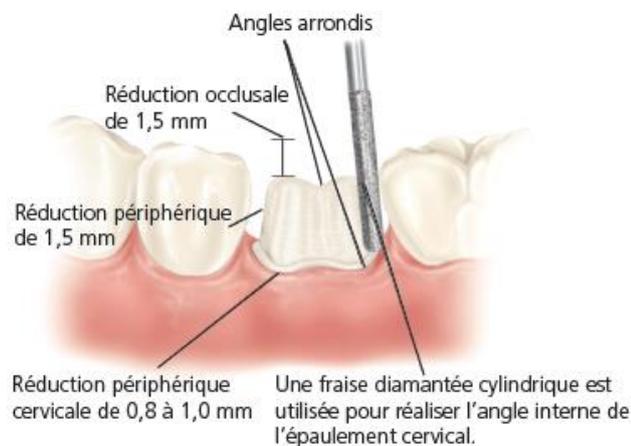


Figure 22 : Schéma de la préparation de couronnes postérieures céramiques en IPS e.max® [54]

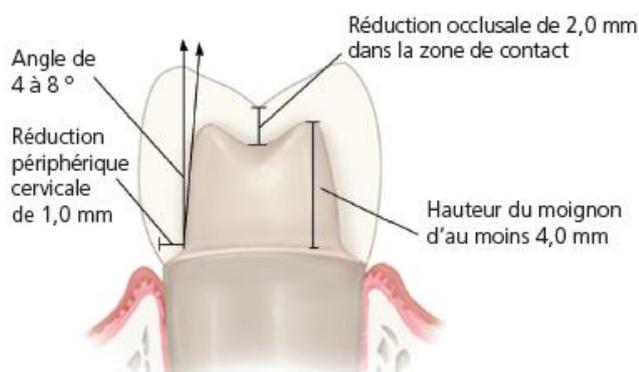


Figure 23 : schéma de la préparation de couronnes postérieures céramiques en IPS e.max® scellées [54]

Les couronnes unitaires **antérieures**, quant à elles, doivent respecter une réduction **cervicale de 0,8mm**, une réduction **axiale de 1,2 mm** et une réduction **occlusale du bord libre de 1,5 mm**.

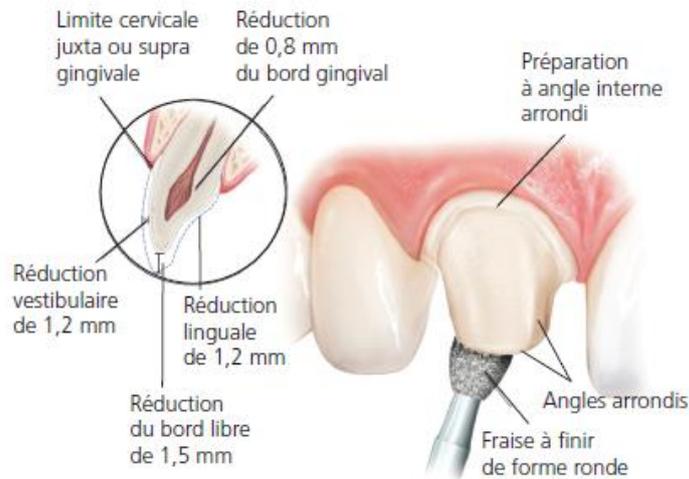


Figure 24 : Schéma de la préparation de couronnes antérieures céramiques en IPS e.max® [54]

Des couronnes **conservatives monolithiques en zircone** seront possibles pour une épaisseur **occlusale de 0,5 mm**. [21]

3.1.1.5 Bridges

Les bridges **postérieurs** doivent respecter une réduction **cervicale de 0,8 à 1 mm** et une réduction **occlusale et périphérique de 1,5 mm**.

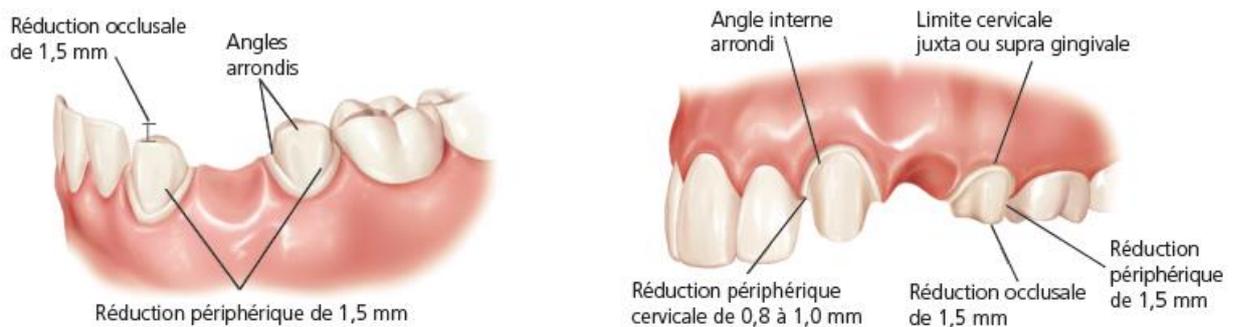


Figure 25 : Schéma de la préparation de bridges trois éléments postérieurs céramiques en IPS e.max® [54]

Les bridges **antérieurs** doivent, quant à eux, respecter une réduction **cervicale** là encore de **0,8 à 1 mm**, une réduction **occlusale** du bord libre de **1,5 mm** et une réduction **périphérique de 1,2 à 1,5 mm**.

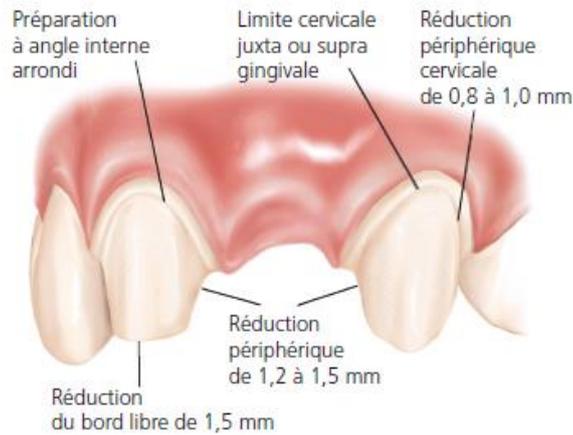


Figure 26 : Schéma de la préparation de bridges trois éléments antérieurs céramiques en IPS e.max® [54]

Des bridges 3 éléments **conservateurs monolithiques en zircone** seront possibles pour une épaisseur **occlusale de 0,6 mm**. [21]

3.1.2 Forme de préparation

3.1.2.1 Généralités

De façon générale, une restauration tout céramique nécessite la suppression de tout **angle vif**. Les finitions doivent être **arrondies** (cuspidés, congé ou épaulement à angle interne arrondi). Le **polissage** est important afin que les **surfaces soient régulières** (cas du plancher de la cavité occlusale des inlays onlays). Le joint dent/restauration doit se trouver **en dehors des zones de contact occlusales** (en particulier pour les restaurations partielles type facettes, inlays-onlays). La **limite de préparation** doit conserver un **niveau le plus régulier** possible sur toute la périphérie de la préparation. Les limites doivent être **franches et plates** (pas de chanfrein ou de biseau ou de « béquet » dentaire).

Toutes ces règles visent ainsi à réduire les zones de concentration de stress sur la céramique afin de permettre une répartition plus homogène des contraintes sur l'ensemble de la céramique et à mieux la répartir entre la céramique et la dent support. [1,54]

3.1.2.2 Facettes

Au niveau de la préparation proximale, celle-ci doit **contourner le point de contact de manière harmonieuse** sans changement de direction trop marqué afin de respecter les grands principes de préparation d'une restauration tout-céramique (préparation douce sans angles vifs).

Pour les facettes à retour palatin, la préparation doit s'arrêter **au-dessus du cingulum**. [1,54]

3.1.2.3 Inlays-Onlays-Overlays

La forme de la préparation influence la distribution des forces et la résistance à la fracture, bien plus encore que le type de céramique, en particulier pour les restaurations partielles.

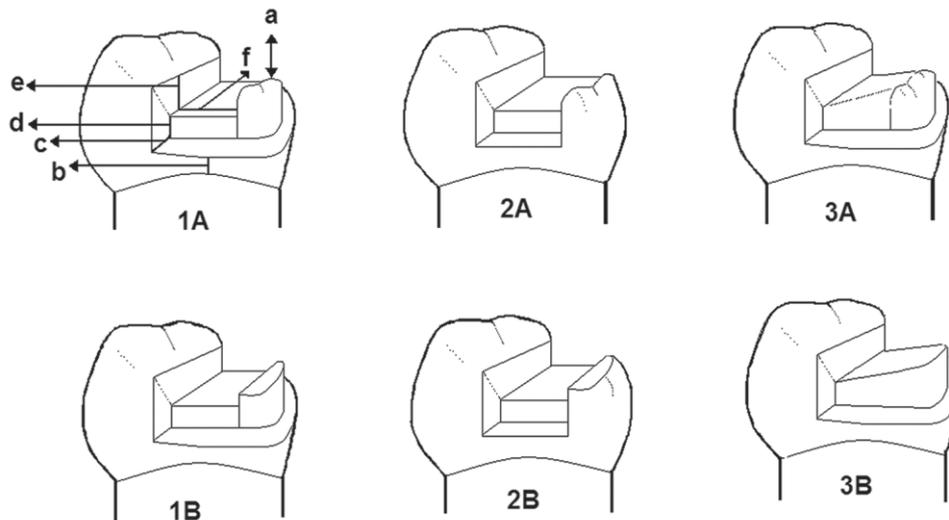


Figure 27 : Schéma des différentes préparations envisageables pour des inlays onlays
 (1A, préparation anatomique des cuspidés, épaulement à angle interne arrondi, travée occlusale ;
 1B, préparation plate des cuspidés, épaulement à angle interne arrondi, travée occlusale ;
 2A, préparation anatomique des cuspidés, pas d'épaulement périphérique, travée occlusale ;
 2B, préparation plate des cuspidés, pas d'épaulement périphérique, travée occlusale ;
 3A, préparation complète anatomique (pas de travée occlusale, la préparation suit la pente cuspidienne naturelle), épaulement à angle interne arrondi ;
 3B, préparation complète plate (pas de travée occlusale, la préparation suit la pente cuspidienne naturelle), épaulement à angle interne arrondi) [55]

Ainsi, pour les inlays onlays, **plus la préparation est conservatrice, meilleure sera la résistance à la fracture** du complexe dent/restauration, à l'exception des overlays à recouvrement occlusal complet. En effet, dans ce cas le sertissage complet de la face occlusale renforce la résistance à la fracture de la dent en supprimant tout effet de coin, rendant ce type de préparation plus résistant que les autres à la fracture lorsque la restauration est en zirconie monolithique (résistance supérieure à une dent saine). Dans le cas d'un inlay sans recouvrement cuspidien et dont la largeur se limite à la moitié ou au tiers de la distance intercuspidienne, le complexe restauration/dent présente de manière significative une résistance à la fracture très similaire à une dent intacte, restituant quasiment intégralement la résistance initiale de la dent. [56]

Cependant, pour ce qui est de **choisir entre une préparation avec boîte occlusale et/ou proximale et une préparation conservatrice purement limitée à la perte tissulaire existante**, les résultats sont **contradictoires**. Tandis que certaines études concluent en une absence de différence significative entre les différents designs de préparation [56,57], d'autres affirment sans pour autant trouver de différence significative qu'une préparation avec rainure occlusale augmente la résistance à la fracture [55], et d'autres encore affirment le contraire, les préparations conservatrices sans boîte occlusale et/ou proximale permettant une résistance supérieure [30].

Il est néanmoins communément acquis que **toute cuspide fragile doit être recouverte** afin d'éviter qu'elle ne se fracture. Cependant, lorsqu'une cuspide n'est pas particulièrement fragile, le choix de l'inclure dans la restauration ne semble pas avoir beaucoup d'impact sur la résistance à la fracture puisque des études sur les inlays onlays zirconie ont démontré une absence de différence significative entre les inlays MOD et les onlays partiels à recouvrement cuspidien partiel [56] et d'autres n'ont pas montré de différence significative entre des onlays partiels et des overlays à recouvrement cuspidien complet [58]. Cela s'explique notamment par le collage qui redonne au complexe dent/restauration son intégrité, restituant une résistance similaire à une dent intacte.

Lorsque le recouvrement cuspidien est nécessaire, une **préparation plate ou anatomique des cuspides** recouvertes n'a **pas montré de différence significative**. [30,55]

Ces différences de résultats proviennent d'une grande variabilité des protocoles et paramètres d'études vis-à-vis de l'application des forces (type de test, direction, intensité, vitesse d'application et nombre de cycles), du type de dent étudiée (molaire, prémolaire), du type d'étude (*in vitro* avec absence du ligament alvéo-dentaire et forces supérieures aux forces réellement appliquées *in vivo*), du protocole de collage (il a un impact particulièrement important sur la résistance des restaurations partielles), du type de céramique (la zircone présente de meilleurs résultats *in vitro* du fait de ses propriétés mécaniques qui en font naturellement un matériau plus résistant indépendamment du type de restauration ou de préparation bien qu'il ne soit pas le matériau utilisé prioritairement en situation clinique pour des restaurations partielles) ou encore ne serait-ce que vis-à-vis du type de préparation (plusieurs critères de préparations étudiés en même temps plutôt qu'une étude sur chaque critère indépendant). Par ailleurs, il est difficile d'avoir une préparation idéale pour ce type de restauration, puisque par définition, ce sont des préparations conservatrices. Les préparations prennent donc des formes variées. Il n'y a pas de préparation standard, seulement des règles à suivre. [30,55,57]

3.1.2.4 Bridges

Pour les bridges, le point de fragilité se situe au niveau des zones de connexions entre les dents support et les intermédiaires. La configuration de cette zone est un élément clé pour la pérennité des bridges. Le respect de ses dimensions est donc primordial. [59]

L'étude de De Baat et al. [50] a expérimenté trois formes de connexions sur des bridges sur implant en disilicate de lithium. Les résultats ont montré que la fracture des bridges survient soit au niveau de la **zone de connexion** soit au niveau de l'**intermédiaire de bridge près de la connexion**, notamment dans les zones les plus distales et ce dans 80% des cas. La forme qui s'est révélée la plus résistante à la fracture a été la forme **convexe en occlusale et concave en cervical**, avec une différence significative par rapport à la forme concave en occlusal et convexe en cervical.

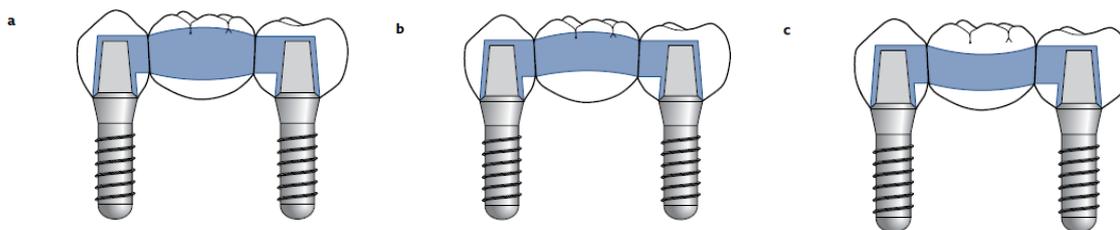


Figure 28 : Schéma des différentes formes de connexions de bridge, a) convexe en occlusal et en cervical, b) convexe en occlusal et concave en cervical, c) concave en occlusal et convexe en cervical [50]

La forme **ronde ou ovale** de la connexion ne semble **pas avoir beaucoup d'effet**. [50]

La surface de la section de connexion (appelée également diamètre de coupe transversale, ou aire de connexion) a, quant à elle, une grande importance, de même que la hauteur de la section (également appelée dimension du point de contact, ou dimension cervico-occlusale de la connexion) [50]. Ainsi l'aire de connexion devra être au **minimum de 7 mm²**, les mesures les plus appropriées étant de **7 mm² pour les bridges antérieurs** contre **9 mm² pour les bridges postérieurs** [50] ; **9 mm² pour un bridge en zircone translucide** contre **16 mm² pour un bridge en disilicate de lithium** [41] ; **9, 15 et 25 mm² pour des bridges respectivement de 3-, 4- et 5- éléments** [11]. La **hauteur** de la zone de connexion devra, quant à elle, être **la plus grande possible** tout en respectant un espace suffisant pour le logement des papilles gingivales et pour permettre le nettoyage du

bridge. Si la hauteur de la connexion ne peut être très grande, ce qui peut être le cas pour des raisons esthétiques, notamment en secteur antérieur (hauteur de la couronne clinique, espace pour les papilles), elle devra être **compensée par une plus grande largeur**. [50]

3.2 Esthétique

3.2.1 Paramètres influençant le choix de la céramique

La **translucidité**, comme nous l'avons vu précédemment, est un facteur primordial à prendre en compte lors du choix de la céramique. La céramique la plus adaptée pour une restauration esthétique tout-céramique sera celle ayant la translucidité la plus proche des tissus dentaires. Les céramiques opaques telles que les céramiques polycristallines, zircons hautement esthétiques exceptées, sont moins adaptées pour les restaurations monolithiques en secteur antérieur. Elles seront davantage utilisées comme matériau d'infrastructure pour des restaurations céramo-céramiques en secteur antérieur ou en technique monolithique pour des restaurations en secteur postérieur.

En plus de ce paramètre, d'autres éléments seront à prendre en considération dans le choix de la céramique : la **couleur du substrat** sous-jacent à la restauration (âge du patient, substrat dentaire ou prothétique dyschromié), l'**agent d'assemblage** utilisé (teinte et translucidité), l'**espace disponible** (épaisseur de céramique) et la **localisation** de la dent à restaurer (secteur antérieur ou secteur postérieur, dents adjacentes naturelles ou restaurées). L'**évolution de la couleur** est également un paramètre à prendre en compte afin d'assurer la pérennité de l'esthétique d'une restauration.

3.2.1.1 Couleur du substrat

Le substrat sous-jacent à la restauration pourra être dentaire (moignon dentaire préparé) ou prothétique (moignon coronaire d'un inlay-core métallique ou d'une reconstitution corono-radulaire avec moignon composite ou amalgame). L'impact ne sera pas le même sur la couleur finale de la restauration. Le choix de la céramique ne sera lui aussi pas le même.

Dans le cas d'un substrat dentaire, l'**âge du patient** est un facteur à prendre en compte puisque la couleur du substrat dentaire va évoluer au fil du vieillissement des tissus. Parmi les tissus dentaires, la **dentine** est responsable de l'opacité, de la fluorescence, de la teinte et de la saturation de la dent tandis que l'**émail** est responsable de la translucidité, de l'opalescence, de la luminosité et de l'état de surface de la dent. Une **dent jeune** présente une dentine peu saturée et un émail épais au niveau occlusal ou incisal, lumineux et peu minéralisé. Elle est donc plus claire (teinte davantage blanche), plus lumineuse et plus opaque et présente une microgéographie marquée réfléchissant davantage la lumière. Une **dent âgée** a, quant à elle, une dentine plus saturée et un émail usée et diminuée au niveau occlusal ou incisal, peu lumineux et plus minéralisé. Elle est par conséquent plus jaune et saturée (en particulier au niveau du collet), moins lumineuse et plus translucide et présente un état de surface émoussé. [36]

Par ailleurs, la vitalité de la dent est à prendre en compte puisqu'une **dent dévitalisée** est une dent davantage grise et saturée qu'il est plus difficile de masquer avec une restauration tout-céramique. Il en est de même pour les restaurations sur **inlay-core métallique** ou sur reconstitution corono-radulaire avec **moignon amalgame**.

L'aspect final d'une restauration sera davantage influencé par le substrat dentaire sous-jacent lorsque la céramique utilisée est translucide. Ainsi, **plus la dyschromie du substrat est marquée, plus la céramique devra être opaque**. L'étude menée par Bacchi et al. a établi un classement des systèmes les plus opaques aux plus translucides : **systèmes stratifiés à armature zircon** (chape zircon avec revêtement feldspathique, chape zircon avec revêtement disilicate de lithium hautement translucide, chape zircon avec revêtement disilicate de lithium faiblement translucide) > **système stratifié à armature disilicate de lithium et revêtement feldspathique** > systèmes monolithiques formés de zircon hautement translucide, de silicate de lithium renforcé à la zircon (donc **systèmes monolithiques à base de zircon**) et **système monolithique à base de disilicate de lithium faiblement translucide** > système monolithique à base de silicate de lithium renforcé à la zircon hautement translucide, de disilicate de lithium hautement translucide, de leucite, de feldspathique conventionnelle. [60]

Cette même étude a, par ailleurs, permis de mesurer la différence de couleur observée entre des systèmes stratifiés céramo-céramiques et des systèmes monolithiques placés sur un support dyschromié. Il a ainsi été montré que la différence de couleur était significativement plus faible pour les systèmes stratifiés, aucune différence significative n'avait été observée entre les différents systèmes stratifiés contrairement aux différents systèmes monolithiques, et l'utilisation d'un agent d'assemblage opaque n'avait pas d'influence sur la couleur finale des systèmes stratifiés, ce qui n'a pas été le cas pour les systèmes monolithiques où une diminution significative de l'impact du substrat dyschromié a été observée. Cette étude a ainsi permis de montrer que la capacité à masquer un substrat dyschromié est significativement plus importante pour les systèmes stratifiés céramo-céramiques par rapport aux systèmes monolithiques. Cette même étude conclut également sur les indications suivantes :

- ✓ En cas de substrat dentaire dyschromié de teinte A3.5 (substrat naturel faiblement dyschromié), tous les systèmes stratifiés sont utilisables. Des systèmes monolithiques à base de zircon translucide ou hautement translucide, de silicate de lithium renforcé à la zircon hautement translucide ou encore de disilicate de lithium faiblement translucide peuvent également être utilisés mais préférablement associés à un agent d'assemblage opaque,

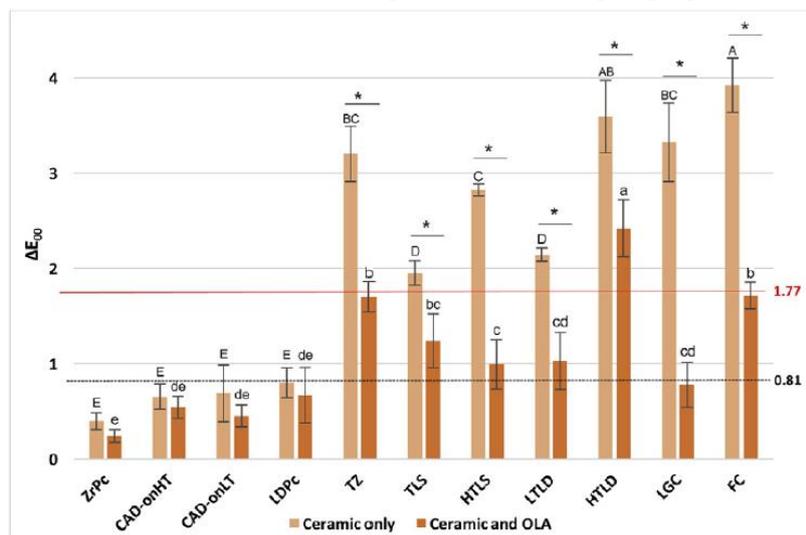


Figure 29 : Représentation graphique de la différence de couleur (ΔE_{00}) entre différents types de céramiques, selon qu'elles sont utilisées seules ou associées à un agent d'assemblage opaque (OLA), dans le cas d'un substrat d'une dyschromie de teinte A3,5 (systèmes stratifiés : ZrPc chape zircon recouverte de céramique feldspathique, CAD-onHT/LT chape zircon recouverte de disilicate de lithium haute/basse translucidité, LDPC chape disilicate de lithium haute opacité recouverte de céramique feldspathique ; systèmes monolithiques : TZ zircon haute translucidité, TLS disilicate de lithium renforcé par charges de zircon translucide, HTLS disilicate de lithium renforcé par charges de zircon hautement translucide, LTLD/HTLD disilicate de lithium basse/haute translucidité, LGC vitrocéramique à base de leucite, FC céramique feldspathique) (seuil d'acceptabilité clinique fixé à 1,77 et seuil de perceptibilité fixé à 0,81) (les intervalles surmontés de lettres capitales ou minuscules représentent les différences significatives au sein de chaque groupe ; les astérisques (*) indiquent les cas où la différence est significative entre les deux groupes d'une même céramique testée seule ou avec OLA) [60]

- ✓ En cas de substrat dentaire dyschromié de teinte C4 (substrat naturel fortement dyschromié), un système avec infrastructure zircon de teinte devra être utilisé (agent d'assemblage opaque non indispensable). Un système stratifié composé d'une infrastructure disilicate de lithium hautement opaque recouverte d'une couche de céramique feldspathique conventionnelle pourra également être utilisé en y associant préférentiellement un agent d'assemblage opaque (d'autant que l'affinité chimique du disilicate de lithium avec les composants des agents d'assemblage est plus grande, ce qui les rend plus favorables à cette association). Les systèmes monolithiques ne semblent cependant pas encore suffisamment performants pour de telles dyschromies et nécessitent encore le développement de systèmes usinables pour y arriver.

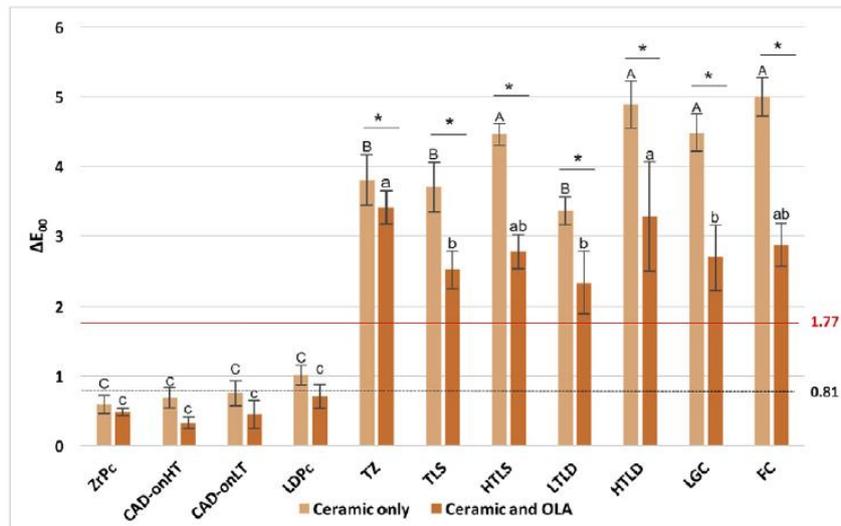


Figure 30 : Représentation graphique de la différence de couleur (ΔE_{00}) entre différents types de céramiques, selon qu'elles sont utilisées seules ou associées à un agent d'assemblage opaque (OLA), dans le cas d'un substrat d'une dyschromie de teinte C4 [60]

- ✓ En cas de substrat métallique, des systèmes stratifiés usinés associés à un agent d'assemblage opaque seront utilisés. Les systèmes monolithiques là encore ne sont pas suffisamment performants et nécessitent le développement de systèmes usinables pour réussir à masquer de tels substrats [60].

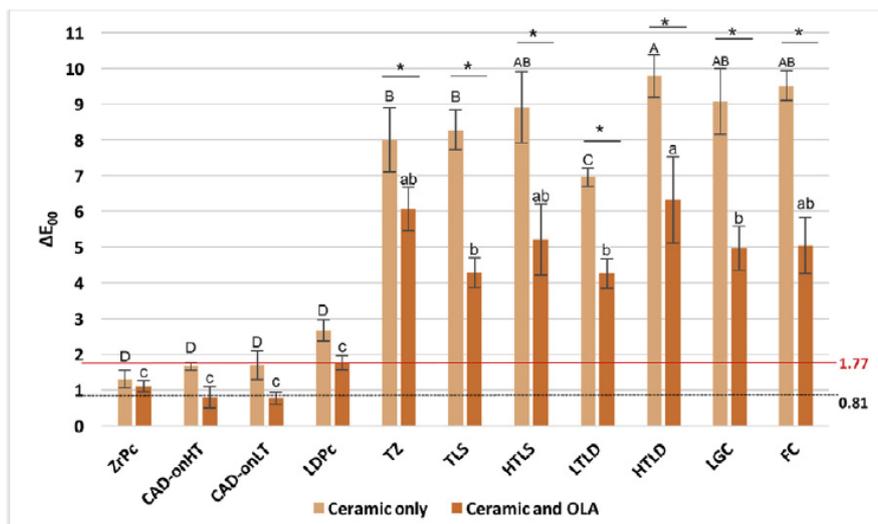


Figure 31 : Représentation graphique de la différence de couleur (ΔE_{00}) entre différents types de céramiques, selon qu'elles sont utilisées seules ou associées à un agent d'assemblage opaque (OLA), dans le cas d'un substrat métallique [60]

Dans le cas de substrats dyschromiés, le choix devra donc davantage se tourner vers une **restauration céramo-céramique stratifiée** (plus apte à masquer une dyschromie) où l'armature en céramique opaque type **zircone** servira à masquer et atténuer la dyschromie sous-jacente, tandis que la céramique cosmétique de revêtement type céramique feldspathique conventionnelle assurera le rendu esthétique de la restauration. Dans les cas où une restauration monolithique est nécessaire, par exemple une reconstitution pelliculaire type facette, ou que le substrat est métallique, des techniques adjuvantes seront nécessaires (*opaquer* appliqué sur les inlay-cores métalliques, agent d'assemblage blanc et opaque).

Un substrat dyschromié nécessitera par ailleurs une **épaisseur de céramique plus importante**. Cela sera d'autant plus important lorsque la céramique sera translucide. Pour une restauration monolithique en zircone conventionnelle (céramique, pour rappel, la plus opaque donc la plus apte à masquer un substrat dyschromié), il a été mesuré que l'épaisseur minimale en cas de substrat métallique devrait être de **0,8 mm** [60]. A noter cependant que le substrat n'a d'importance que pour les restaurations d'une épaisseur inférieure à **1,5-2 mm**. Il a en effet été montré qu'au-delà de cette épaisseur, la couleur du substrat n'a plus d'impact sur la couleur finale de la restauration [44]. Il est également à noter que l'action sur **l'épaisseur de la céramique semble avoir plus d'impact** sur la capacité à masquer une dyschromie par rapport au choix de la teinte de l'agent d'assemblage. [61]

Pour résumer, face à un substrat dyschromié plusieurs moyens d'action existent :

- Choix d'un système stratifié plutôt que monolithique (système monolithique uniquement pour une dyschromie légère et en lui associant un agent de liaison opaque)
- Choix d'une céramique opaque (type zircone)
- Epaisseur de céramique à moduler (minimum 0,8 mm, optimal à partir de 1,5-2 mm)
- Choix d'un agent d'assemblage opaque et blanc

3.2.1.2 Agent d'assemblage (résine composite)

Par rapport aux paramètres de la céramique, ceux intéressant l'agent d'assemblage auront moins d'impact sur l'aspect esthétique de la restauration, notamment parce que l'épaisseur du ciment ou de la colle est extrêmement faible comparée à celle de la restauration en elle-même. Néanmoins, **plus l'épaisseur de céramique sera fine, plus l'agent de liaison aura d'impact** sur le rendu final de la restauration. Il semblerait par ailleurs qu'à partir d'une **épaisseur de céramique de 1 mm, l'impact de l'agent de liaison devienne négligeable** [60]. Le choix de l'agent d'assemblage doit tenir compte de plusieurs facteurs : sa teinte, son opacité et son épaisseur.

Teinte et Opacité

Comme pour la translucidité de la céramique, la translucidité de la résine composite de collage a plus d'impact que sa teinte sur l'aspect final de la restauration [63].

Encore une fois, **plus l'agent d'assemblage est translucide, plus le substrat sous-jacent à la restauration influencera le résultat esthétique** de cette dernière. Le choix d'un agent d'assemblage **opaque** se fera donc en cas de dyschromie importante et sera obligatoire en cas de substrat métallique. S'il n'est pas nécessaire pour les systèmes stratifiés à armature zircone, ou pour les systèmes stratifiés à armature disilicate de lithium pour une dyschromie allant jusqu'à une teinte A3,5, il sera préférable, voire indispensable, pour les systèmes monolithiques. [60]

En cas d'**inlay-core métallique**, en plus de l'utilisation d'un **agent d'assemblage opaque**, l'inlay-core sera systématiquement enduit d'un vernis opaque (*opaquer*) en cas de restauration tout-céramique.

👉 Conseil pratique : les trois résines de collage suivantes sont suffisantes pour répondre à la majorité des situations cliniques : une colle blanche/neutre opaque, une colle blanche/neutre translucide et une colle de teinte A2 [63].

Epaisseur

Comme pour la céramique, la régularité de la couche de colle ou de ciment aura un impact sur le rendu final esthétique de la restauration : l'**absence de bulles** et la **régularité de l'épaisseur** de colle sont nécessaires [62]. De même, **plus la couche d'un agent d'assemblage opaque est épaisse et moins l'aspect du substrat sous-jacent a d'impact** sur l'aspect final de la restauration. Cependant à partir de **100 µm**, l'augmentation de l'épaisseur de la couche d'assemblage ne modifie plus de façon significative la teinte finale et semblerait même néfaste puisque cela diminue la force de liaison et augmente le risque de fracture à l'interface dent-restauration [64].

3.2.1.3 Espace disponible

Comme nous venons de le voir, plus un substrat est dyschromié et la céramique translucide, plus l'épaisseur devra être importante. Cependant, l'épaisseur disponible pour la réalisation de la restauration est aussi un facteur à prendre en compte. De ce fait, en cas de **hauteur prothétique réduite**, il faudra davantage choisir une solution **monolithique** faite d'une céramique opaque.

L'épaisseur de la préparation est également à moduler avec la translucidité de la céramique choisie et la **translucidité des dents adjacentes**. En effet, si un **système céramo-céramique** à armature et couche de revêtement est choisi et que la chape est réalisée à partir d'une céramique oxyde telle que la zircone qui est opaque, alors dans ce cas, si les dents adjacentes sont particulièrement translucides, il faudra augmenter l'épaisseur de céramique cosmétique pour masquer l'opacité de la zircone sous-jacente. La restauration dans cette configuration risque alors d'être plus épaisse par rapport à une restauration avec une armature en vitrocéramique. [1]

3.2.1.4 Evolution de la couleur

Le vieillissement des propriétés optiques d'une restauration est lié à l'environnement auquel cette dernière est soumise : **chaleur** et **humidité** (hydrolyse et dégradation des matériaux, puis pénétration d'eau au sein de la céramique et de l'agent d'assemblage), **habitudes alimentaires** (pigments alimentaires), **luminosité** (rayonnements UV). Tous ces facteurs modifient ainsi l'interaction de la lumière avec la restauration, modifiant notamment l'indice de réfraction.

Les restaurations céramiques, en particulier les facettes, ont ainsi tendance à devenir **plus foncées** (diminution de la luminosité et augmentation de la saturation) et la teinte vire davantage dans les tons **jaune et rouge** (augmentation des valeurs de a* et b* du système CIELAB) [65,66].

A noter : les dents antérieures étant davantage exposées aux faisceaux ultraviolets, les restaurations sur de telles dents sont plus susceptibles à un changement de couleur au fil du temps [67].

Stabilité de la couleur selon le type de céramique

D'après les études menées, le disilicate de lithium est plus stable que le silicate de lithium renforcé à la zircone et que la zircone en terme de couleur et de translucidité [68,69] et aussi stable que les céramiques feldspathiques [70]. Cela s'explique notamment par la concentration inférieure d'alumine dans la zircone afin de la rendre davantage translucide, et l'exposition directe de la zircone à l'humidité et à la température buccale lorsqu'elle est utilisée en technique monolithique.

La dégradation hydrothermale est donc plus importante sur la zircone monolithique, d'où un moins bon vieillissement de ses propriétés optiques entre autre. L'instabilité optique des restaurations s'explique également par la présence d'oxydes métalliques utilisés comme agents colorants. Ces oxydes se dissolvent facilement lorsqu'ils sont exposés aux rayonnements UV, ce qui modifie la teinte globale. Par ailleurs, la modification de la forme des cristaux dans la zircone lorsqu'elle est soumise à des contraintes externes engendre une modification de l'indice de réfraction du matériau au fil du temps. [68,69]

En ce qui concerne les céramiques résineuses, elles se rapprochent plus des céramiques que des composites usinables sur le plan de la stabilité de la couleur [71]. Cette stabilité colorimétrique et leur résistance aux tâches occasionnées par les pigments alimentaires restent cependant inférieures aux céramiques vitreuses et polycristallines, la modification de la couleur allant jusqu'à dépasser le seuil d'acceptabilité clinique dans plusieurs des études menées. Concernant les céramiques résineuses elles-mêmes, les RCIP (Vita Enamic®) se révèlent plus stables que les nanocéramiques (Lava Ultimate®) et nanocéramiques flexibles (Cerasmart®) [70,71]. Cela s'explique notamment par la persistance de groupes amines n'ayant pas réagi lors de la polymérisation de la phase résineuse (polymérisation incomplète), ces groupes amines absorbant facilement les rayonnements UV. Les céramiques résineuses à base de Bis-GMA seront par ailleurs davantage impactées puisque la résine Bis-GMA est moins stable que les autres (TEGDMA, UDMA) au niveau de leur couleur [66,70].

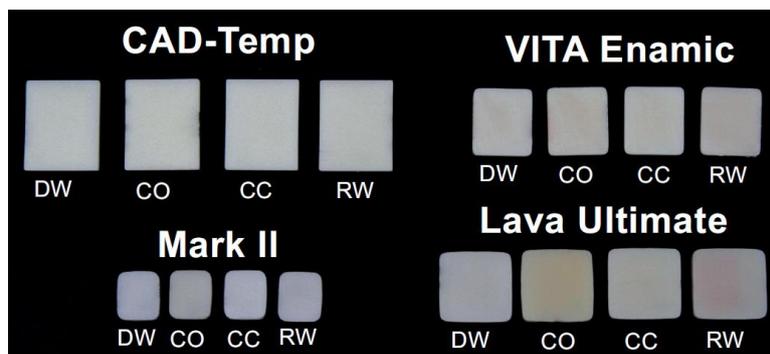


Figure 32 : Variation de la couleur de différents matériaux dentaires (CAD-Temp composite usinable, Mark II céramique feldspathique, VITA Enamic PICN, Lava Ultimate nanocéramique) immergés dans différentes solutions (DW eau distillée, CO café, CC coca-cola, RW vin rouge) pendant 14 jours [71]

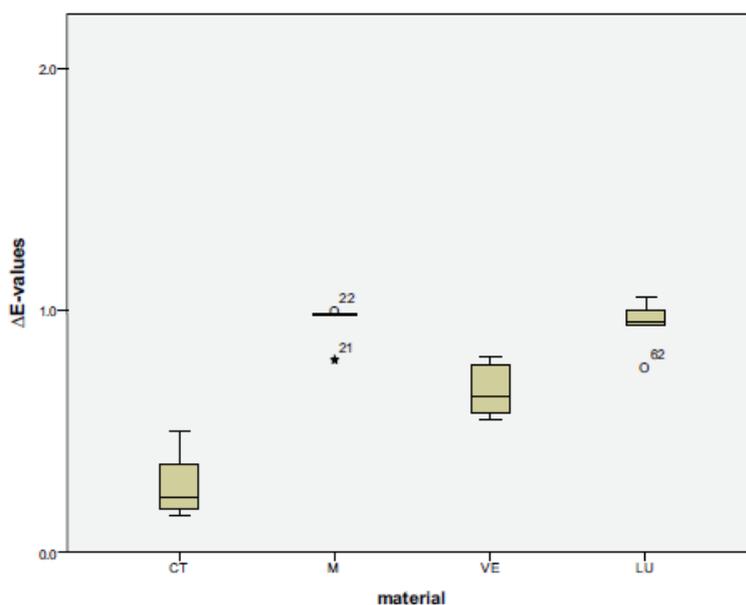


Figure 33 : Représentation graphique de la différence de couleur (ΔE) de différents matériaux (CT = CAD-Temp composite usinable, M = Mark II céramique feldspathique, VE = VITA Enamic PICN, LU = Lava Ultimate nanocéramique) immergés dans de l'eau distillée pendant 14 jours [71]

Stabilité de la couleur selon le type d'agent d'assemblage

Le **type de polymérisation** (photo ou dual) ne semble pas avoir d'impact sur la **stabilité de l'esthétique** des restaurations tout-céramiques au fil de leur vieillissement. Pour les deux modes de polymérisation des modifications de la couleur ont été rapportées, ce qui est notamment lié à l'infiltration d'eau à travers l'épaisseur de colle ou de ciment [67]. Ainsi, une augmentation de l'épaisseur de colle engendre une augmentation de l'instabilité de la teinte globale de la restauration [64]. Une polymérisation incomplète peut également expliquer la modification de la couleur globale au fil du temps du fait de la persistance de monomères. Ainsi, l'utilisation de céramiques translucides ou la réalisation de facettes relativement fines permettent une meilleure polymérisation et ainsi des restaurations à l'esthétique plus stable dans le temps [67].

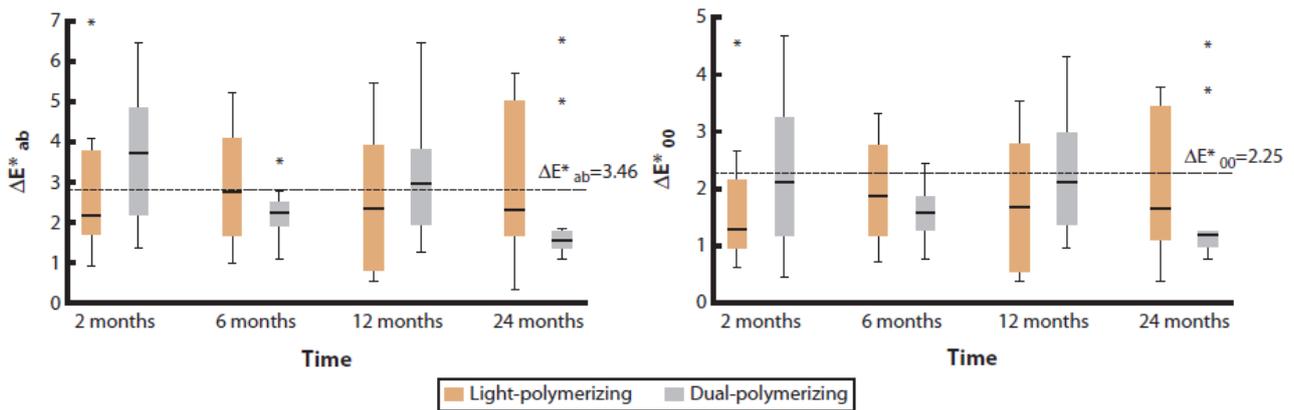


Figure 34 : Représentation graphique des différences de couleur enregistrées au cours du vieillissement selon le type de polymérisation de l'agent d'assemblage (ΔE^*_{ab} est la différence de couleur selon le système CIELab et ΔE^*_{00} selon le CIEDE2000). Sont représentés les médianes, les premiers et troisièmes quartiles et les valeurs minimales et maximales. Les astérisques représentent les valeurs aberrantes [67]

Le type de polymérisation n'a également pas d'influence sur la **coloration du joint** au fil du temps puisque dans les deux cas ce phénomène est observé. Cela est lié à l'oxydation de groupes amines tertiaires présents dans les colles. Ce phénomène est par ailleurs influencé par plusieurs facteurs extrinsèques (conditions environnementales telles que la chaleur, humidité, exposition aux ultraviolets et pigments alimentaires) et intrinsèques (composition des colles). Les colles composées d'UDMA sont plus stables que celles composées de TEGDMA. Le phénomène est d'autant plus important pour les facettes pour lesquelles le joint est plus long et parfois inaccessible au brossage. Un bon polissage des joints est donc important afin de minimiser au maximum le phénomène. Par ailleurs, un collage dans l'émail semble mieux résister au vieillissement puisque le collage y est de meilleure qualité [67].

Stabilité de la couleur selon l'état et traitement de surface

L'augmentation de la rugosité de surface au fil du vieillissement de la restauration engendre une plus grande rétention des pigments alimentaires (café, vin rouge, thé, épices, tabac). Elle engendre également une modification de l'interaction de la lumière avec la céramique par augmentation de la réflexion lumineuse, ce qui augmente l'opacité de la restauration. [69]

Pour le **disilicate de lithium**, le meilleur état de surface pour réduire le changement de couleur est obtenu par **glaçage** [68].

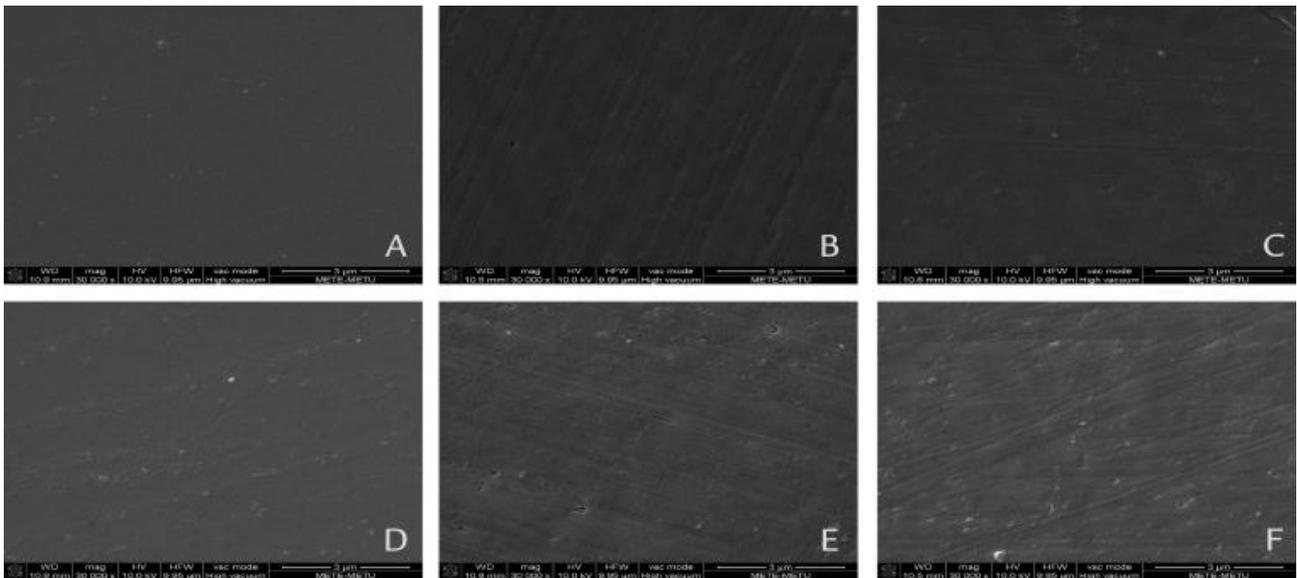


Figure 35 : Observation au microscope électronique des différents états de surface du disilicate de lithium avant et après vieillissement (avant/après vieillissement : A/D, glaçage ; B/E, polissage par cupule en caoutchouc ; C/F, polissage par pâte à polir)(grossissement x30 000) [69]

Pour ce qui est des céramiques à base de **zircon**e, l'écart en termes de vieillissement entre les différents états de surface semble **moins évident**. [69]

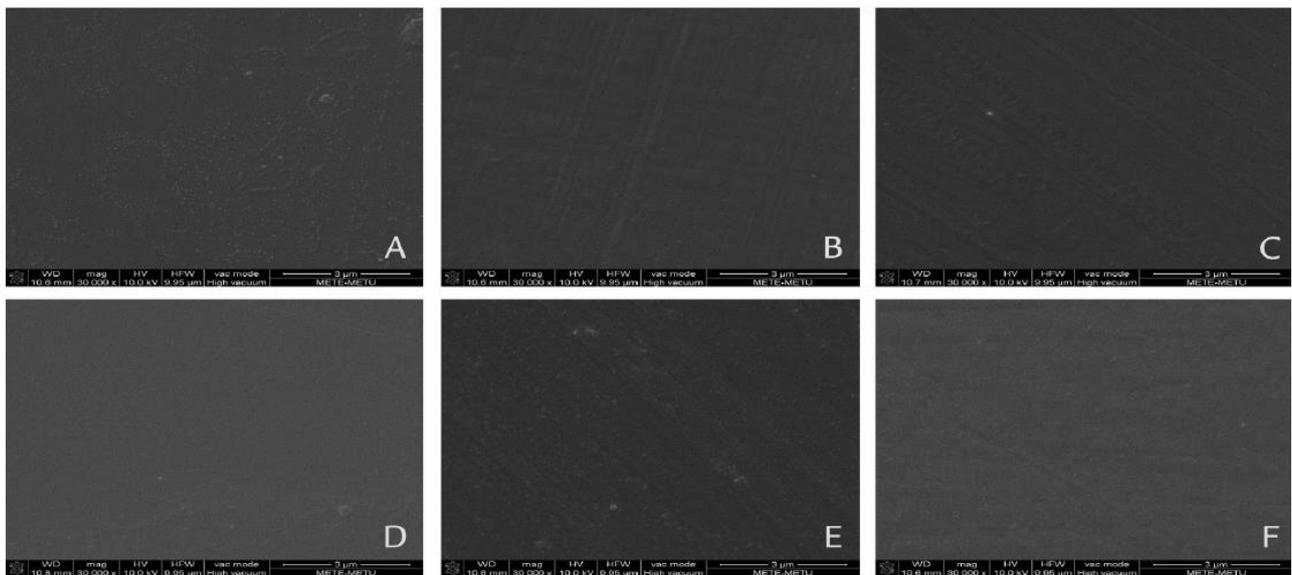


Figure 36 : Observation au microscope électronique des différents états de surface de la zircone avant et après vieillissement (avant/après vieillissement : A/D, glaçage ; B/E, polissage par cupule en caoutchouc ; C/F, polissage par pâte à polir) (grossissement x30 000) [69]

Ainsi pour le silicate de lithium renforcé à la zircone, pour certaines études le meilleur traitement de surface pour réduire le changement de couleur est le glaçage (supérieur au polissage manuel, mais sans différence avec un maquillage suivi d'un glaçage) [68], tandis que pour d'autres études il n'y a pas de différence significative entre les différents types de finition et de polissage (polissage manuel par fraises de moyenne et fine granulométrie, polissage manuel par des pâtes de polissage, glaçage), aussi bien pour les céramiques au silicate de lithium renforcé à la zircone que pour les céramiques feldspathiques [70].

Pour les **RCIP** et notamment Vita Enamic®, le **glaçage** est plus approprié, tandis que pour les **nanocéramiques** et notamment Lava Ultimate® et Cerasmart®, le **polissage** semble cette fois-ci être plus approprié [70].

Ainsi le **glaçage** semble dans la majorité des cas être le traitement de surface le plus approprié pour permettre un bon vieillissement esthétique des restaurations. Cependant, il persiste des **réserves** quant à ce résultat puisque toutes les études ne sont pas d'accord : la **différence avec le polissage semble faible**.

De ce fait, d'un point de vue pratique, si la céramique est glacée et qu'il n'y a pas de retouche occlusale lors de la livraison de la prothèse, il n'est pas nécessaire de réaliser un polissage. Dans le cas contraire, si des retouches occlusales sont réalisées, un polissage minutieux devra être fait, avec des fraises à polir de fine granulométrie (type jaune ou rouge) suivi de disques à polir (avec ou sans pâte à polir) [68].

Résistance à l'usure de chaque type de caractérisation de surface

Les **blocs pré-frittés teintés** semblent avoir un meilleur vieillissement esthétique par rapport aux restaurations maquillées [69,72].

Une étude de Chi Woo et al. a cherché à comparer différentes techniques de finition : un maquillage seul (S), un maquillage suivi d'un glaçage (GS), un nouveau procédé correspondant à l'application d'un mélange de plusieurs colorants avec une céramique feldspathique basse fusion transparente sur la surface de la restauration suivi d'une cuisson (SL) et un groupe témoin sans aucun procédé de caractérisation de surface (C). Les résultats ont montré que par ordre décroissant de résistance à l'abrasion les techniques étaient classées telles que : $GS > S > SL > C$. Ainsi l'application de **glaçure** augmente la résistance à l'abrasion et permet une meilleure stabilité de la couleur au fil du temps puisqu'elle protège alors le maquillage sous-jacent. Sans glaçage, il a été mesuré une usure 2 à 4 fois plus importante de la céramique de revêtement. Le nouveau procédé testé dans cette étude, quant à lui, bien que prometteur sur le principe, n'a pas montré d'intérêt clinique (taux d'usure 2 à 3 fois plus élevé et moins de stabilité de la couleur) [72].

3.2.2 Conseils pratiques

Pour obtenir un bon résultat esthétique en restauration céramo-céramique, plusieurs étapes sont indispensables : une bonne prise de teinte, une bonne communication praticien-prothésiste, la validation clinique de la restauration et le choix de la teinte de l'agent d'assemblage. Quelques précisions sont à apporter pour chacune de ces étapes.

3.2.2.1 La prise de teinte

Selon la source lumineuse utilisée (lumière du jour ou éclairage LED, fluorescent ou incandescent), l'aspect esthétique de la céramique va changer. Dès lors que les conditions le permettent, il est préférable d'utiliser la **lumière naturelle**. Les conditions idéales seront réunies entre **12h et 15h**, avec une exposition **nord**, par un temps composé de **nuages blancs épars**. Cependant lorsque cela n'est pas possible, un éclairage artificiel est nécessaire. D'après les études menées il a été montré que l'éclairage **LED** pour l'éclairage de la salle de soin simule davantage la lumière du jour et l'utilisation de **diode de 5500K (D50)** pour les instruments de prise de teinte est recommandée lors de la prise de teinte, la lumière du jour étant d'environ 6500K [36,73]. En ce qui concerne les étapes de laboratoire, il est recommandé d'alterner des éclairages de hautes et de faibles intensités. Des erreurs dans le choix de la couleur peuvent survenir si l'éclairage est différent entre les conditions quotidiennes, l'éclairage au cabinet lors de la prise de teinte et l'éclairage au laboratoire lors de l'élaboration de la prothèse. L'aspect esthétique sera également différent selon le moment de la journée, la localisation géographique et les conditions atmosphériques [16].

L'environnement de la salle de soin est également à prendre en compte. Il devra comporter des **couleurs neutres** (murs, mobilier, décoration, rouge à lèvres, vêtements).

Concernant la prise de teinte elle-même, il est recommandé de la faire en **début de séance** pour éviter la déshydratation de la dent. Elle doit être rapide (**5 à 7 secondes**) afin d'éviter la fatigue oculaire. La **première impression** est souvent la bonne. [36,73]. Elle peut se faire à l'aide de teintiers traditionnels que l'on peut classer en deux catégories :

- Les teintiers construits sur la mesure de la teinte et rangés par **groupes de teintes**. Les plus répandus sont le **VITA Classical®** de VITA Zahnfabrik ou encore le **Chromascop®** de Ivoclar Vivadent. Ils sont plus **faciles à utiliser** mais donnent des **résultats plus éloignés** de la réalité clinique puisqu'ils ne prennent pas en compte toutes les dimensions de la couleur dans le relevé de la teinte et se concentrent majoritairement sur le choix de la teinte. Or, la teinte est le facteur qui influence le moins la couleur de la restauration. [36,38,74]



Figure 37 : Teintier VITA Classical®, les teintes étant réparties comme suit : A1 - A4 (rougeâtre-brunâtre), B1 - B4 (rougeâtre-jaunâtre), C1 - C4 (grisâtre), D2 - D4 (gris-rougeâtre). Les teintes blanchies 0M1, 0M2 et 0M3 proviennent du système VITA 3D-MASTER et servent lors de blanchiment dentaire.

- Les teintiers construits sur la mesure des trois dimensions de la couleur et rangés par **groupes de luminosités**. Le plus répandu est le **VITA Toothguide 3D-MASTER®** où la prise de teinte se fait en trois étapes : elle commence par le choix de la luminosité (un filtre en noir et blanc supprimant les couleurs peut aider à mesurer ce paramètre) suivi du choix de la saturation puis de la teinte. Le **VITA Linearguide 3D-MASTER®** est la version simplifiée du VITA Toothguide 3D-MASTER® puisqu'il ne comporte plus que deux étapes à la prise de teinte. Il donne de meilleurs résultats par rapport aux VITA Classical® et VITA Toothguide 3D-MASTER® tout en s'intéressant toujours aux trois dimensions de la couleur et en gardant la même distribution tridimensionnelle de celle-ci. Ce groupe de teintiers, bien que plus **difficile à utiliser**, est **plus précis, reproductible et objectif** puisqu'il prend en compte les trois dimensions de la couleur et ce dans leur ordre d'importance, la priorité étant donnée à la luminosité qui est le paramètre le plus important de la couleur, puisque c'est celui auquel l'œil humain est le plus sensible, et se base sur des critères scientifiques. Par ailleurs, si le rendu esthétique n'est pas celui escompté lors de l'essayage de la restauration, il devient plus facile d'apporter des corrections avec ces teintiers puisqu'ils permettent d'identifier distinctement la ou les grandeurs qui nécessitent d'être retravaillées. [36,38,74]

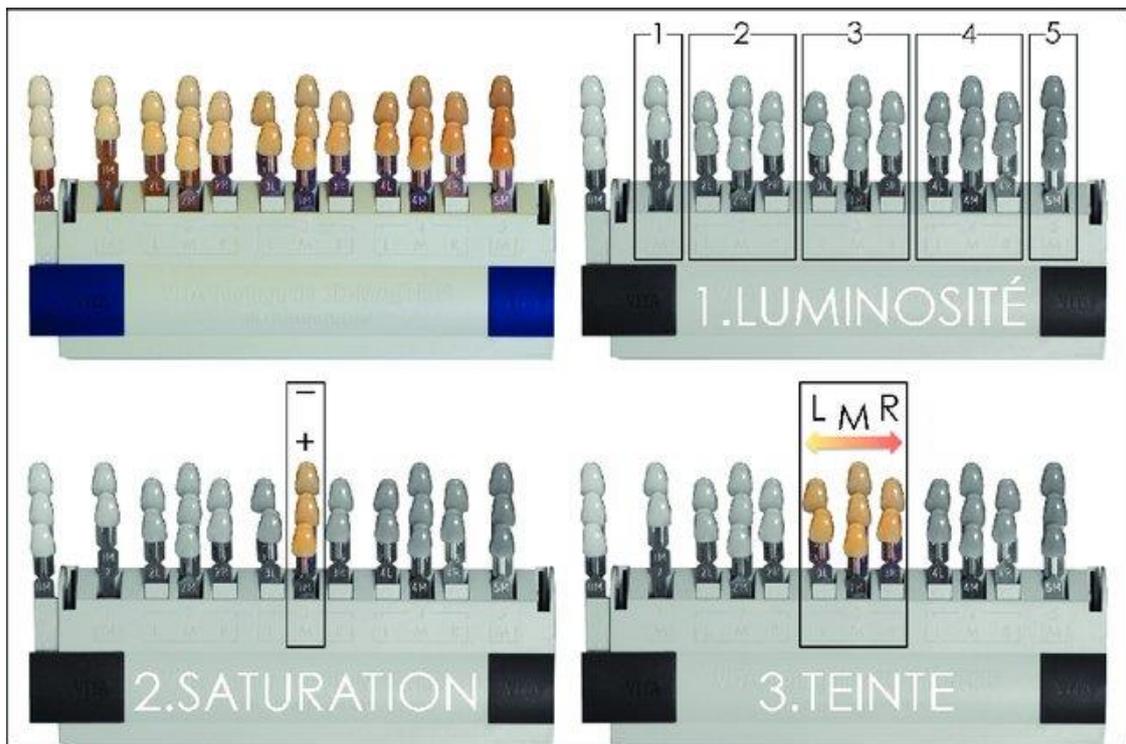


Figure 38 : Technique de relevé de la teinte avec le teintier VITA Toothguide 3D-MASTER® (« L » pour la teinte à dominante jaune, « M » pour la teinte équilibrée, « R » pour la teinte à dominante rouge) [36]

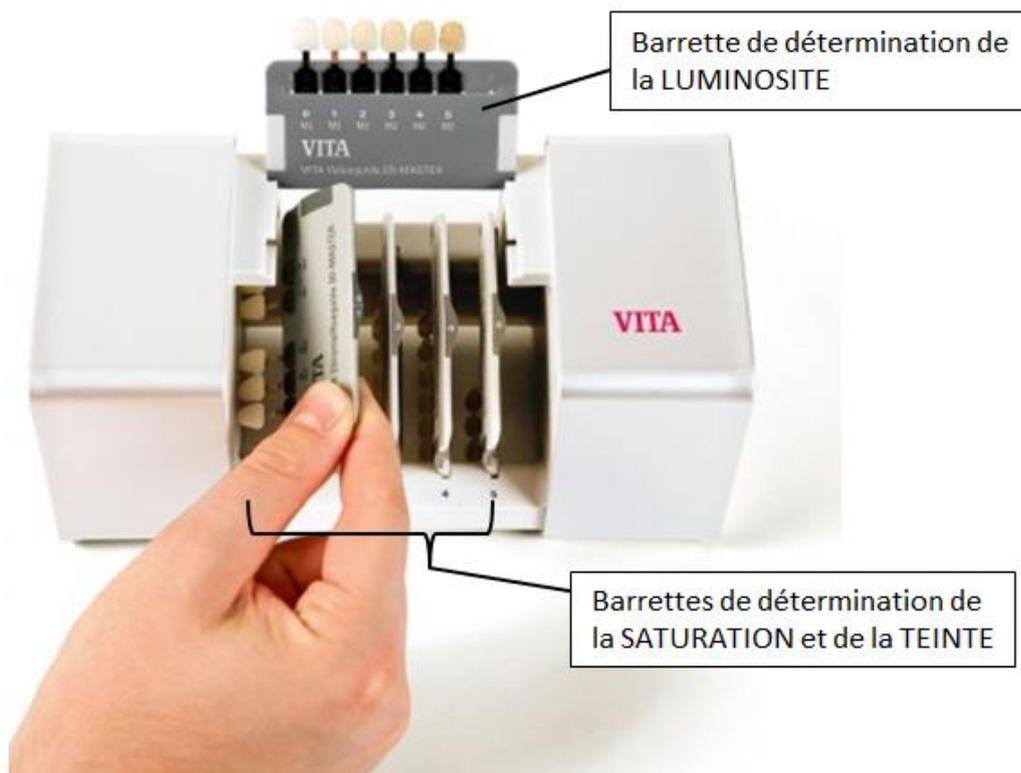


Figure 39 : Teintier VITA Linearguide 3D-MASTER® (technique de prise de teinte). Il s'agit d'abord de relever la luminosité à l'aide de la 1^{ère} barrette ("0" étant le niveau le plus lumineux et "5" le moins lumineux) puis de relever la saturation et la teinte lors d'un même temps en utilisant la barrette correspondant à la luminosité retenue.

Il existe également des teintiers spécifiques, notamment le **IPS® Natural Die Material** d'Ivoclar Vivadent pour le relevé de la teinte des substrats dentaires dyschromiés.

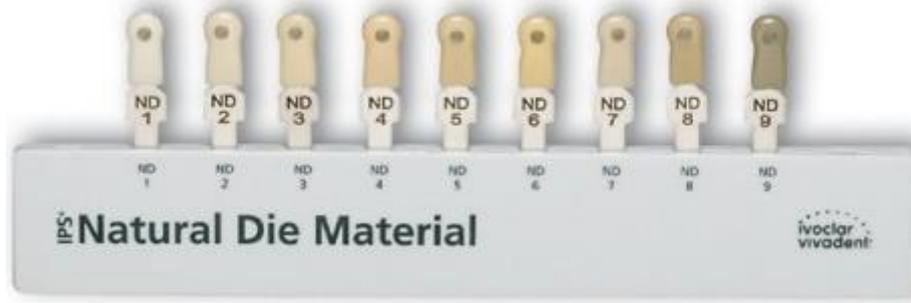


Figure 40 : Teintier IPS® Natural Die Material

Des **écarts** peuvent exister entre la couleur réelle et la couleur retenue par le praticien lors de la prise de teinte avec de tels teintiers. Ces erreurs peuvent être liées au praticien (problème de vue, expérience clinique, subjectivité), à l'environnement (quantité de la lumière, source de lumière, couleurs parasites) et au matériel utilisé (type de teintier dont le nombre de teintes qu'il contient et les paramètres de la couleur qu'il prend en compte, vieillissement du teintier) [44].

Pour améliorer la précision et la fiabilité du relevé de la couleur de la restauration, des aides peuvent être utilisées. Il peut s'agir de **lampes calibrées à éclairage LED compris entre 5500 et 6500K** (systèmes Optilume Trueshade® d'Optident par Bisico ou encore Smile Lite® par Smile Line) ou de lampes d'appoint plus simples (Esthetic Eye® de Roident ou encore Real-Lite 2® d'AdDent) et d'**appareils photographiques**. [36,73]

Par ailleurs, afin de réduire la part de subjectivité et d'imprécision dans le relevé de la couleur de la restauration, d'autres aides peuvent être utilisées : des **colorimètres** (Shade Eye Chroma Master® par Shofu, ou Shade Star® de Degudent, ou Digital Shade Guide® de Rieth) et des **spectrophotomètres** (VITA EasyShade® par VITA Zahnfabrik, ou encore SpectroShade Micro® de MHT), des **caméras optiques intra-orales** (évaluation qui reste à faire mais constitue l'avenir) et des **logiciels d'analyse photographique** (ClearMatch®). Les colorimètres et les spectrophotomètres sont des instruments **relativement simples** à utiliser et produisent peu d'erreurs en rapport avec une mauvaise utilisation. Ils améliorent l'analyse, la communication et la fabrication des restaurations (cartographie des teintes) et donnent ainsi de **meilleurs résultats** dans le choix de la couleur par rapport à une prise de teinte visuelle avec les teintiers conventionnels. Ils peuvent être utilisés aussi bien pour la prise de teinte que pour la vérification de la teinte de la restauration [36]. Le **spectrophotomètre a cependant moins de risque d'erreur** que le colorimètre puisqu'il est indépendant des conditions d'éclairage environnantes. Néanmoins, même si ces techniques instrumentales ont un **faible taux d'erreur** et un **fort taux de reproductibilité**, elles doivent être suivies d'un contrôle visuel avec teintiers pour validation finale de la couleur [71]. La technique instrumentale et la technique visuelle ne doivent pas se substituer mais au contraire **se compléter** puisque des erreurs de positionnement peuvent survenir, et des difficultés de prise de teinte existent dans les zones courbes. [36,38,71]

3.2.2.2 La communication de la teinte au laboratoire et choix des matériaux

Obtenir un rendu naturel dépend des **capacités du praticien au fauteuil à choisir la bonne couleur**, mais également des **capacités du technicien au laboratoire à reproduire cette couleur**. Cela va impliquer une bonne transmission des informations [44].

La couleur choisie par le praticien doit d'abord être reportée précisément sur un **schéma** en distinguant trois zones : incisale, moyenne et cervicale.

Ensuite, la transmission d'éléments complémentaires tels que des **photographies** peuvent être un bon moyen de communiquer avec le prothésiste. Dans ce cas, la photographie devra comporter les dents adjacentes, ainsi que la barrette choisie orientée correctement et avec ses références apparentes afin de contourner les limites de ces appareils. En effet, les appareils photographiques ne permettent pas à l'heure actuelle de restituer la couleur réelle. Des **filtres polarisants** éliminant les reflets ou les couleurs permettront notamment d'évaluer la luminosité et pourront ainsi être utilisés lors de la prise des clichés. [36,73]

Il conviendra ensuite au prothésiste de choisir les bons matériaux parmi les différentes teintes et translucidités ou opacités disponibles. Le choix de la translucidité se fera en fonction des exigences cliniques (teinte du moignon, teinte de dent souhaitée) de chaque cas, mais aussi en fonction de la technique de mise en œuvre retenue (technique de stratification, cut-back, maquillage). [13,44] D'après les indications données par Ivoclar Vivadent pour leur système IPS e.max® par exemple, il conviendra d'utiliser les blocs opaques MO (*medium opacity*) davantage pour la technique de stratification, tandis que les blocs translucides LT (*low translucency*) et HT (*high translucency*) seront plus appropriés aux techniques du cut-back et de maquillage [13].

A noter : il existe également des céramiques pour imiter la gencive. C'est le cas de la céramique IPS e.max ZirPress Gingiva de Ivoclar Vivadent.



Figure 41 : Restauration dento-gingivale faite à partir d'IPS e.max ZirPress et d'IPS e.max ZirPress Gingiva, obtenue après maquillage et glaçage [13]

3.2.2.3 La validation clinique de la restauration et choix de la teinte de l'agent d'assemblage

L'utilisation d'une **pâte d'essayage** (*try-in paste*) peut servir entre-autre comme une aide pour choisir la teinte de la colle et valider la couleur de la restauration. Cette pâte est d'autant plus intéressante que la restauration est fine, voire pelliculaire (cas des facettes). Il est cependant à noter que la correspondance n'est pas totale entre la couleur obtenue avec la pâte d'essayage et celle obtenue avec la colle correspondante, notamment lorsque la colle est foncée (type A3) et opaque (type *white opaque*), en raison de la différence de composition entre les deux produits. Néanmoins,

excepté ces deux situations, cette différence reste imperceptible à l'œil nu [62] et située entre le seuil d'acceptabilité et le seuil de perceptibilité clinique [75].

Cependant, une **colle photopolymérisable** peut elle-même être utilisée en tant que pâte d'essayage. En effet, l'étude de Alghazali et al. a montré qu'il existe une différence dans la couleur globale de la restauration entre le moment où la colle n'est pas polymérisée et celui où elle l'est, mais cette différence reste relativement plus faible par rapport à la mesure avec une pâte d'essayage. Un autre avantage à utiliser la colle en tant que pâte d'essayage est qu'il n'y a pas besoin de retirer la colle si la teinte est validée, il suffira de la polymériser directement. Dans le cas de l'utilisation d'une véritable pâte d'essayage, celle-ci devra obligatoirement être retirée, puis la pièce prothétique devra être nettoyée avant de pouvoir réaliser le collage. Cela sera d'autant plus bénéfique qu'il est recommandé d'utiliser une colle photopolymérisable et non duale pour le collage des facettes. [75]

3.2.3 Point sur les zircons esthétiques

L'**esthétique plus élevée** des zircons esthétiques translucides s'explique par la taille réduite de leurs grains, leur densité plus élevée (porosités et impuretés réduites en nombre et en taille, la zircone conventionnelle ayant des porosités d'une taille allant de 200 à 400 nm et un taux de porosité de 0,05%) et une organisation différente de ses cristaux davantage parallèles entre eux. Ces zircons présentent en contrepartie une **résistance mécanique plus faible** que les zircons conventionnelles en termes de résistance à la flexion, à la propagation des fissures et à la fracture. Cela s'explique par une absence ou une proportion plus faible de cristaux tétraonaux capables de se transformer en cristaux monocliniques en cas de stress excessif et d'initiation de fissure, mais aussi par une quantité plus réduite d'alumine qui réduit la résistance au vieillissement du matériau (dégradation hydrothermale), ainsi que par l'absence de revêtement par une couche de céramique esthétique du fait de son utilisation monolithique ce qui l'expose directement à l'humidité buccale et aux changements de température. Les zircons translucides ont, cependant, une **résistance mécanique supérieure aux céramiques feldspathiques de recouvrement et aux céramiques renforcées au disilicate de lithium**. Ce sont donc des matériaux esthétiques aux propriétés mécaniques importantes bien que réduites par rapport aux zircons conventionnelles. [41,69]

Elles constituent ainsi un **bon compromis entre esthétique et résistance mécanique** et représentent une **bonne alternative aux restaurations céramo-métalliques et céramo-céramiques**. Par rapport aux zircons conventionnelles et aux techniques stratifiées, les zircons esthétiques permettent en effet de réduire le risque de *chipping*, ont des propriétés mécaniques qui restent favorables et intéressantes, leur fabrication est plus rapide, plus aisée, de meilleure qualité et moins coûteuse (usinage de pièces monolithiques) rendant cette restauration plus accessible pour le patient, les préparations plus conservatrices et réduisant l'abrasion de l'antagoniste naturel. [76]

Leur utilisation se fait donc sous forme **monolithique** en respectant des **indications précises** que nous verrons dans une prochaine partie. Les zircons translucides sont disponibles sous forme de blocs usinables. Elles offrent sous cette forme une large gamme de teintes. Elles ont par ailleurs été développées dans une volonté de simplifier la prise de teinte puisqu'elles sont compatibles avec le teintier VITA Classic®. Plus récemment, ont également été commercialisés des blocs pré-teintés avec gradient de teinte et de translucidité du bord occlusal ou incisal au bord cervical, afin de mimer les gradients naturellement présents dans les tissus dentaires. [41]

Du fait de leur translucidité plus élevée, le rendu esthétique de telles restaurations sera particulièrement influencé par la dyschromie du support sous-jacent et les caractéristiques de l'agent d'assemblage sélectionné. Pour ces matériaux, il faudra donc porter attention à l'épaisseur de céramique à aménager au moment de la préparation de la dent et au choix de la bonne translucidité et teinte de l'agent d'assemblage, ce qui rejoint ce qui vient d'être abordé. [13]

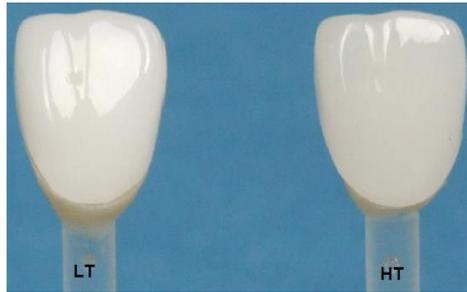


Figure 42 : Rendu esthétique de restaurations en zircone translucide (LT) et hautement translucide (HT) sur substrat dyschromié. La couverture est moins importante dans le cas de la restauration en zircone hautement translucide, en particulier dans la zone cervicale. [14]

3.2.4 Comparaison esthétique entre restaurations céramo-métalliques et céramo-céramiques

Le rendu esthétique des **restaurations céramo-métalliques** va dépendre de :

- la nature de l'alliage utilisé (un alliage à base d'or donnera un aspect plus naturel à la restauration, les alliages à base d'or ou chrome-cobalt augmentent la luminosité par rapport aux alliages nickel-chrome ou à base de palladium, or et palladium engendrent une migration de la couleur vers les tonalités jaunes) (modification de couleur ΔE engendrée par la variation de ce paramètre mesurée comme étant à la limite du seuil d'acceptabilité clinique),
- l'utilisation d'un *opaquer* en fonction de son épaisseur (ΔE restant dans la limite du seuil d'acceptabilité clinique), sa technique d'application (n'a pas d'impact visible sur la couleur finale) et son nombre de cycles de cuisson (ΔE restant en dessous du seuil de perception et d'acceptabilité clinique),
- l'épaisseur et le schéma de montage de la céramique de revêtement sont particulièrement importants,
- le ratio entre les teintes opaques et translucides (la modification de l'épaisseur de céramique dite « émail » donc translucide aura plus d'impact sur les teintes foncées et modifie les trois dimensions de la couleur),
- du ratio poudre/liquide lors de la préparation de la pâte céramique,
- le traitement du métal,
- la température de cuisson [38].

La présence de l'alliage métallique **diminue la luminosité** (la chape d'une restauration céramo-métallique est plus foncée que celle d'une restauration tout-céramique, elle absorbe davantage de lumière qu'une chape zircone) **et la vivacité** de la restauration (le métal est plus opaque que la zircone, il ne laisse passer pratiquement aucun faisceau lumineux) [74]. Cependant la valeur de a^* (système CIELab, degré de rouge/vert) reste relativement inchangée et la valeur de b^* (degré de bleu/jaune) dépend du type d'alliage utilisé [64].

Les avantages du point de vue esthétique d'une **restauration céramo-céramique** par rapport à une restauration céramo-métallique vont être : **l'absence d'apparition de liserai gris** au collet lors du vieillissement de la prothèse et un rendu **plus naturel**. La couleur blanche de la zircone peut être corrigée par l'ajout de céramique de revêtement en couche plus ou moins épaisse, l'ajout d'un liner intercalé entre les deux matériaux (ce liner diminue cependant la force de liaison déjà fragile entre la chape et le revêtement), l'incorporation de colorants avant frittage pour le maquillage ou l'utilisation de bloc pré-teintés (bien que ces blocs soient moins résistants par rapport aux blocs conventionnels). Ici, la translucidité est impactée par l'épaisseur de la chape zircone et non plus par la présence d'une chape métallique. [38]

L'étude de Greta et al. [74] a cherché à voir s'il existait une différence de couleur entre celle souhaitée et celle réellement obtenue pour différents types de restaurations. Aucune différence significative n'a été trouvée entre les restaurations céramo-métalliques et céramo-céramiques à chape zircone. En comparaison les restaurations à chape au disilicate de lithium pressée ont permis une meilleure correspondance entre la couleur souhaitée et la couleur obtenue. Un tel matériau permet par ailleurs une meilleure transmission de la lumière et augmente la translucidité globale de la restauration. Aucune différence significative n'a pour autant été trouvée entre les trois types de restaurations [74].

Il existe cependant des réserves par rapport à ces conclusions puisque l'étude ne disposait pas de groupes équivalents en nombre de restaurations testées (6 couronnes céramo-céramiques à chape zircone et 28 couronnes céramo-céramique à chape en disilicate de lithium pressé contre 119 couronnes céramo-métalliques) [74].

3.3 Assemblage (scellement/collage)

3.3.1 Indications

Le collage a pour avantage, par rapport au scellement, un **meilleur rendu esthétique**, une préparation **plus conservatrice**, un **potentiel adhésif supérieur**, un comportement **biomimétique proche de celui de la jonction amélo-dentinaire**, un **joint de meilleur qualité et plus durable** (à condition que le collage soit bien mené) et confère une **meilleure résistance mécanique** à la restauration. En effet, le collage conduit l'ensemble dent/restauration à se comporter comme une seule entité. L'ensemble est donc plus résistant à la fracture, renforçant aussi bien la restauration que la dent elle-même. En prenant l'exemple du disilicate de lithium et de la zircone, si la résistance à la flexion du premier équivaut à 40% de celle de la zircone (400 MPa contre 1000 à 1200 MPa), une fois collée la charge occlusale supportée par le disilicate de lithium s'élève à 75% de celle de la zircone. [50,77] Ainsi, une céramique mécaniquement plus faible se retrouve renforcée une fois collée. Le protocole doit cependant être scrupuleusement suivi (**réalisation rigoureuse**), la pose d'un **champ opératoire** isolant doit être possible et la préparation doit conserver ses **limites périphériques dans l'émail**. Ce mode d'assemblage est donc à préférer en cas de **restauration esthétique** (localisation en secteur antérieur, demande esthétique élevée, restauration pelliculaire ou en céramique translucide), de restauration de **faible épaisseur**, de restauration **peu ou non rétentive** (préparation partielle, endocouronne), de **céramique mécaniquement plus faible** (feldspathique, vitrocéramiques, céramiques hybrides résineuses) **ou plus apte au collage** (céramiques vitreuses), ou encore de **forces occlusales importantes**. Le collage se fera à l'aide de résines de collage conventionnelles (avec ou sans potentiel de collage) ou auto-adhésives. [77,78,79]

Le scellement par rapport au collage est beaucoup **plus aisé** à mettre en place et peut se passer de la pose d'un champ opératoire. Il sera davantage réservé aux préparations conventionnelles (**épaisseurs conventionnelles**), aux restaurations **périphériques rétentives** et aux **céramiques pour lesquelles le collage est compliqué**. Il se fera à l'aide d'agent de liaison à base d'eau (cvi, phosphate oxyde de zinc) ou de ciments hybrides améliorés (cvimar), ces derniers étant à préférer puisqu'ils ont une efficacité supérieure. [36,78,79]

Les **céramiques vitreuses sont plus aptes à être collées** du fait de la présence de phase vitreuse sensible au mordantage. Ainsi, par aptitude au collage croissante, on retrouve le classement suivant : **céramiques polycristallines < céramiques infiltrées < céramiques vitreuses (feldspathiques, les vitrocéramiques) et résineuses (céramiques hybrides)**. [24,36]. Néanmoins, si le collage des céramiques polycristallines est plus difficile, si celui-ci est réalisé dans les bonnes conditions, le collage confère alors de meilleures propriétés mécaniques à la restauration comparé à un scellement conventionnel. [79]

Si le **collage est incontournable pour les feldspathiques, les vitrocéramiques et les céramiques résineuses** (le collage confère la résistance mécanique finale de ces céramiques), le **scellement** est plus souvent utilisé pour les **céramiques infiltrées et les céramiques polycristallines**. [36,78,80]

3.3.2 Protocoles

Avant de réaliser le collage, la pièce prothétique est essayée en bouche afin de valider son adaptation. Elle doit ensuite être nettoyée afin de décontaminer la surface de collage. Là, se trouve l'importance d'une bonne **communication avec son laboratoire de prothèse**, quant aux protocoles appliqués. Ceci évitera toute sur-préparation qui pourrait diminuer les propriétés mécaniques de la restauration. Ainsi, après fabrication, l'élément prothétique est en général sablé au laboratoire. Ensuite deux solutions sont possibles :

- soit la restauration est envoyée au cabinet simplement sablée. Le praticien, après essayage, devra lui-même réaliser un mordantage à l'acide fluorhydrique ;
- soit la restauration sablée est mordancée à l'acide fluorhydrique au laboratoire, puis envoyée au cabinet. Là, le praticien, après essayage, devra décontaminer l'intrados prothétique à l'aide d'un mordantage à l'acide phosphorique d'une concentration supérieure à 20% et généralement de 37% (ou plonger la restauration dans de l'alcool à 95% ou de l'hypochlorite de sodium à 2,5%). [8,36,78]

3.3.2.1 Collage des céramiques feldspathiques et des vitrocéramiques [1,10,78,80,81]

Pour ces céramiques, la préparation de la restauration au collage commence par un **sablage** à l'alumine de 25 à 50 μm sous une pression de 2 à 3 bars. Cette étape permet d'augmenter la rugosité de surface de la céramique afin de créer une adhésion micro-mécanique. Elle fait cependant débat pour cette famille de céramiques puisqu'elle risque de les fragiliser par la création en surface de micro-cracks à l'origine de la propagation de fissures. Ainsi le sablage ne doit **pas être réalisé sur les céramiques feldspathiques** et sera généralement réalisé au laboratoire pour nettoyer la pièce prothétique pour les vitrocéramiques renforcées au disilicate de lithium.

S'ensuit un **mordantage** à l'acide fluorhydrique de 5 à 10% (pas de différence significative entre ces deux concentrations) (application, rinçage et séchage). Cette étape vient dissoudre la phase vitreuse afin d'augmenter encore la rugosité de surface et la rétention micro-mécanique (apparition des puits et anfractuosités du réseau cristallin), d'augmenter la surface de collage et de potentialiser l'action du silane. Le temps d'application varie selon le type de céramique considérée :

- céramiques feldspathiques : 2 minutes ;
- vitrocéramiques à base de leucite : 1 minute ;
- vitrocéramiques à base de disilicate de lithium : 20 secondes.

Avant de passer à la dernière étape de préparation au collage, la pièce sera nettoyée de tout résidu de sablage et d'acide par un passage en bac à **ultrasons** rempli d'eau distillée ou d'alcool pendant 5 minutes.

Enfin, la **silanisation** de la surface de collage termine la préparation au collage (application pendant 1 minute et séchage). Cette étape permet d'augmenter la mouillabilité de la surface de la céramique pour un meilleur étalement de la résine de collage, améliore la force de liaison entre la résine de collage et la céramique (liaisons covalentes plus fortes, promoteur d'adhésion) et pérennise la liaison en limitant l'hydrolyse de l'interface de collage. En effet, le silane est un composé bipolaire. Il dispose ainsi à une de ses extrémités de groupements siloxane capables de réagir et de se lier à la céramique, et à l'autre extrémité des groupements méthacrylate capables de réagir avec la résine de collage.

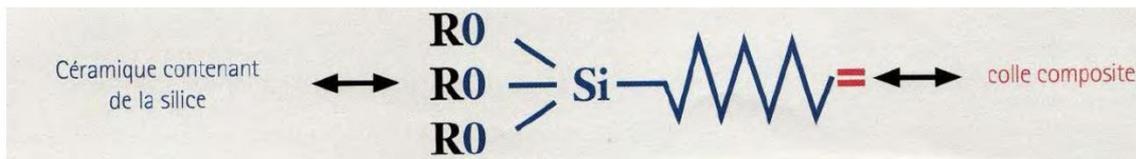


Figure 43 : Schéma de la liaison chimique du silane à la résine composite et à la céramique [82]

Le **collage est obligatoire** pour les céramiques feldspathiques et les vitrocéramiques à base de leucite. Il est également obligatoire en cas de restauration partielle en disilicate de lithium. En revanche, en cas de restauration périphérique en disilicate de lithium, l'assemblage peut se faire par collage ou par scellement au cvimar notamment.

3.3.2.2 Collage des céramiques polycristallines

Ces céramiques ne contenant pas du tout de phase vitreuse, elles sont résistantes au mordantage (pas de phase vitreuse à dissoudre) et à la silanisation (pas de silice pour se lier au silane). Le protocole de collage sera ainsi différent de celui des vitrocéramiques. [79,83,84]

Le protocole le plus décrit et utilisé est le suivant.

Le collage des céramiques polycristallines commence par un procédé de **tribochimie** type Cojet® pour une réalisation au fauteuil ou Rocatec® pour une réalisation au laboratoire. Il s'agit d'un sablage (air-abrasion) « réactif » de la surface de collage de la restauration avec des particules d'alumine de 50 µm enrobées d'oxyde de silicium. Il permet d'augmenter la rugosité de surface de la céramique (comme pour le sablage classique à l'alumine) tout en déposant, sous l'effet de la force de projection des particules, une couche de silice à la surface de la restauration. On parle de **silicatisation**. Cette couche permettra la **silanisation** de la restauration puisque des liaisons covalentes vont alors pouvoir se former entre les groupes hydroxyles de la silice et le silane. [79,83,84]

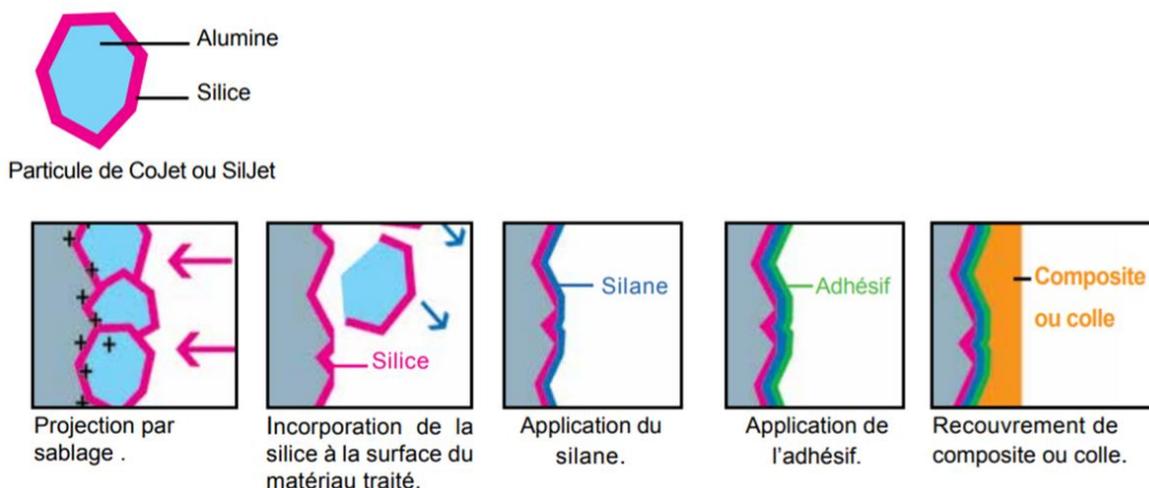


Figure 44 : Principe de la tribochimie [85]

La préparation au collage des céramiques polycristallines se terminent donc par l'application de silane. Cependant, afin de potentialiser la liaison à la résine de collage et à la céramique, l'utilisation de **primers additionnés de monomères de phosphate** (silane + monomères de phosphate) est désormais pratique courante. Le monomère de référence pour le collage des céramiques est le **MDP (10-MDP)** disposant d'une grande affinité pour les oxydes métalliques contenus dans les céramiques et une bonne capacité d'adhérence aux tissus dentaires. Ces monomères permettent également de pérenniser l'interface de collage en la renforçant contre l'hydrolyse et d'augmenter, comme le fait le silane, la mouillabilité de la céramique. [36,84]

La tribochimie est donc indispensable pour augmenter la rugosité de surface, assainir cette dernière de tout résidu qui compromettrait le collage, déposer la couche de silice nécessaire à la silanisation et donc au collage, augmenter la rétention mécanique et la surface de collage et augmenter la mouillabilité de la colle. Néanmoins, comme pour le sablage conventionnel, elle **réduit la résistance mécanique** de la zircone. En effet, sous l'impact des particules de sablage à la surface de la céramique, des **micro cracks** apparaissent pouvant se poursuivre en fissures puis en fracture de la restauration. Ce procédé amorce également la **transformation de phase** (tétragonale→monoclinique) à la surface de la zircone. La zircone étant particulièrement dure, ce sablage a également une **efficacité moindre** par rapport aux céramiques vitreuses, tandis que l'utilisation d'une pression de sablage supérieure ne ferait que fragiliser encore plus la céramique. [79]

De plus, les différentes zircons existantes aujourd'hui disposent de caractéristiques structurales différentes (taille et forme des grains, composition et dureté). **Un même protocole de traitement de surface ne peut donc être généralisé à l'ensemble des céramiques polycristallines.** [79]

De ce fait, d'autres pré-traitements mécaniques et chimiques de surface ont été développés. [79,83,84] Ils sont résumés dans l'organigramme suivant.

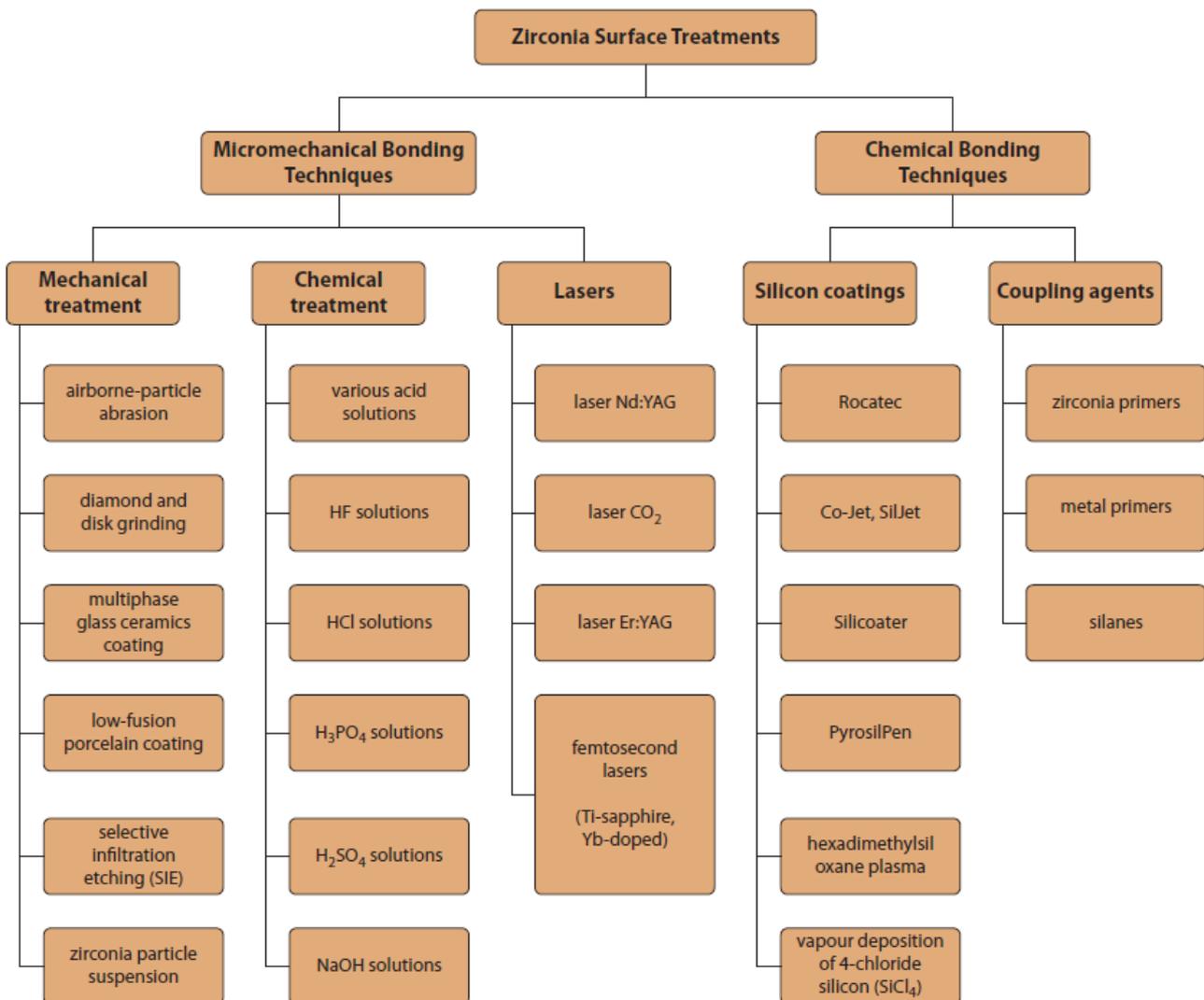


Figure 45 : Les différents traitements de surface de la zircone avant collage [79]

Ainsi, dans les revues systématiques menées par Tzanakakis et al. [79] et Scaminaci Russo et al. [83], les résultats pour ces différents protocoles ont été les suivants :

- ❖ Pour ce qui est de l'**air-abrasion avec simples particules d'alumine**, tandis que certaines études incluses ont conclu que la **taille des particules** n'induisait pas de différence significative en terme de rétention micro-mécanique, l'important étant d'avoir une surface rugueuse, peu importe le taux de rugosité ; d'autres études ont à l'inverse démontré que la liaison était plus forte pour des particules de 50 µm. De même, le niveau de **pression** utilisé lors de la projection des particules ne semble pas modifier le vieillissement de la liaison à partir du moment où des primers adhésifs sont utilisés. Cependant ce procédé, comme pour la tribochimie, engendre des micro-cracks et amorce la transformation de phase caractéristique de la zircone ce qui la **fragilise. Plusieurs solutions sont à l'étude** pour y remédier. Pour ce qui est de comparer l'efficacité de l'air-abrasion conventionnelle avec la tribochimie, là encore les résultats sont divergents, la **tribochimie semblant être supérieure ou du moins similaire** et reste le protocole de référence. [79]
- ❖ Pour ce qui est de l'utilisation de **disques abrasifs et de fraises diamantées**, la zircone étant une céramique très dure, l'utilisation d'une granulométrie élevée (120 à 200 µm) nécessaire pour obtenir une rugosité satisfaisante a été considérée **trop iatrogène** (micro-cracks) tandis que l'utilisation d'une granulométrie inférieure (jusqu'à 100 µm) a été jugée, quant à elle, **inefficace** en terme de rugosité même si le taux de micro-cracks obtenu a été acceptable. [79,83]
- ❖ Les **autres traitements mécaniques** testés, et notamment ceux induisant une silicatisation de la surface de la zircone, ont, quant à eux, montrés des **résultats prometteurs** et nécessite d'être davantage étudiés. [79,83]
- ❖ Pour ce qui est du **mordantage**, l'utilisation de solutions **chauffées** et **hautement corrosives**, quelque soit la nature de l'acide (HNO₃, H₂SO₄, HF) a conduit à une amélioration de la force de liaison et de son vieillissement, même si cela reste inférieur aux techniques d'air-abrasion du fait de la résistance de la zircone à cette attaque acide. [79]
- ❖ Pour ce qui est de l'utilisation des **lasers**, les protocoles sont encore **trop hétérogènes** au niveau des différents paramètres (nature du laser, énergie, temps d'application) et la **supériorité d'un protocole n'est pas encore établit**. [79] Par ailleurs, s'ils ne sont pas bien paramétrés, les lasers peuvent être iatrogènes pour la céramique (micro cracks, stress résiduel, transformation de phase, détérioration de la céramique, dommages thermiques) d'où le besoin de les étudier davantage. [83]

Si, à ce jour, le traitement de la surface de collage de la zircone par **air-abrasion conventionnelle (à l'alumine) ou par tribochimie associée à l'utilisation d'un primer composé de MDP** est le protocole qui confère la **meilleure force de liaison** (pour un collage avec une résine composite de collage) et le **vieillissement le plus favorable** [84], **aucun consensus** n'est cependant établi aujourd'hui. En effet, les études sont parfois divergentes et restent difficiles à comparer, et davantage d'études cliniques sont encore nécessaires, notamment pour étudier le vieillissement de la liaison obtenue après chacun des traitements réalisés. [79,83]

Le collage de la zircone se fera préférentiellement avec une **résine de collage avec potentiel adhésif contenant des monomères avec groupements phosphates type MDP** (par exemple le Panavia®), ou une **colle auto-adhésive** dans les cas où l'adhésion n'a pas besoin d'être maximale (cas des restaurations périphériques). Cependant, le **scellement au cvimar** est également une option efficace pour l'assemblage de restaurations zircone. [8,86]

Remarque : les céramiques infiltrées contiennent une phase vitreuse en faible quantité, ce qui les rend plus résistantes au mordantage et à la silanisation. Le même protocole de collage que les vitrocéramiques peut donc leur être appliqué. Cependant, le collage est moins performant. Ainsi, il est préférable de leur appliquer le protocole des céramiques polycristallines. [8,36]

3.3.2.3 Collage des céramiques résineuses

Le traitement de surface des RCIP type Enamic® correspond à un **mordantage** à l'acide fluorhydrique à 5 à 10% pendant 20 secondes à 1 minute selon les fabricants (application, rinçage, séchage), suivi de la **silanisation** de la surface de collage par application de silane pendant 1 minute (application, séchage). [21,36,51]

En ce qui concerne les nanocéramiques, étant constituées d'un réseau polymère au sein duquel sont dispersées des charges céramiques, le mordantage n'est pas conseillé car le réseau polymère y est trop sensible. Ainsi, le traitement de surface de ces matériaux correspond à un **sablage** de la surface de collage avec des particules d'alumine de 50µm projetées à une pression de 2 bars, suivi de l'application d'un **primer et de l'adhésif** (Lava Ultimate®) ou d'un **silane** (Cerasmart®). [10,21, 52]

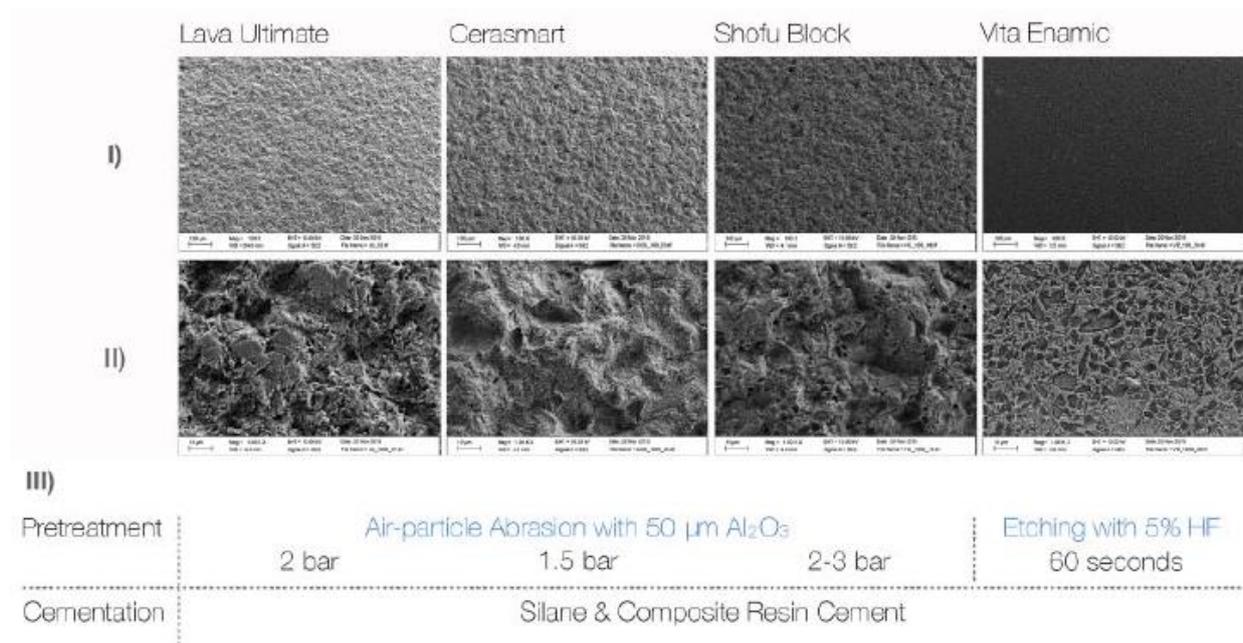


Figure 46 : Observation au microscope électronique à balayage (I)x100 ; II)x1000) des surfaces préparées de différentes céramiques hybrides en vue de leur collage. Ces coupes permettent d'apprécier la différence d'état de surface entre les deux traitements : le sablage engendre la création de micro-cracks, de pores et de reliefs pointus tandis que le mordantage montre la dissolution partielle de la phase céramique avec exposition de la phase polymère. III) Protocoles de collage des différentes céramiques hybrides. [21]

De même, du fait de la présence d'un réseau polymère, la décontamination de ces restaurations après essayage ne pourra se faire qu'avec de l'alcool, l'utilisation d'**acide orthophosphorique étant à proscrire** ici. [36]

3.4 Type de prothèse et Taux de survie

3.4.1 Définitions

Le **taux de succès** est le pourcentage de restaurations prothétiques toujours en place à la fin de la période d'observation sans qu'il ne se soit produit aucune complication (rescelllement, fracture, etc) ayant nécessité l'intervention du praticien.

Le **taux de survie** est le pourcentage de restaurations prothétiques toujours en place à la fin de la période d'observation quel que soit son état (fracture, mobilité, etc), qu'il y ait eu ou non des complications ou une intervention du praticien.

Le **taux d'échec** est le pourcentage de restaurations prothétiques perdues, refaites ou rescellées à plusieurs reprises. [59]

3.4.2 Complications et échecs [21]

Les **complications** que l'on rencontre en prothèse fixée sont :

- Fêlure pouvant se poursuivre en Fracture de la prothèse (fracture globale de la restauration en entier, ou éclat céramique en surface dit aussi *chipping*)
- Fêlure pouvant se poursuivre en Fracture de la dent support
- Perte de rétention
- Carie secondaire
- Complications endodontiques (pulpite, nécrose)
- Complications parodontales (poche parodontale, récession gingivale, mobilité)
- Echec esthétique (intégration esthétique, coloration du joint).



Figure 47 : Types de fracture du complexe dent/restauration A) type 1, fracture intéressant une petite partie de la couronne de la dent ; B) type 2, fracture intéressant une petite partie de la couronne de la dent ainsi que l'interface dent/restauration (colle ou ciment) (fracture adhésive); C) type 3, fracture intéressant la couronne de la dent, l'interface de liaison dent/restauration (colle ou ciment) et la racine de la dent et pouvant être réparée par une chirurgie parodontale ; D) type 4, fracture sévère de la couronne et de la racine nécessitant l'extraction de la dent [30]

Les **causes** de ces complications et échecs peuvent être multiples et notamment liées entre-
autre à :

- Incompatibilité des CDT entre les différents matériaux, ou entre les matériaux et les tissus dentaires
- Incompatibilité des comportements mécaniques (résistance mécanique, absorption des contraintes, déformation à la contrainte)
- Charges occlusales excessives (mauvaise équilibration occlusale, para- et hyper- fonctions, dysfonctions)
- Entretien déficient (mauvaise hygiène bucco-dentaire)
- Préparation dentaire déficiente (épaisseur des matériaux, forme de préparation)
- Protocole d'assemblage non respecté (type d'agent d'assemblage, rigueur d'application du protocole)
- Mode de fabrication de la prothèse et informations fournies pour sa confection (défauts de fabrication, choix du matériau adapté, défaut de l'empreinte, défaut dans le choix de la couleur).

3.4.3 Type de matériau en fonction du type de prothèse

3.4.3.1 Facettes

Les critères importants que doit remplir la céramique pour la confection d'une facette sont : une **esthétique élevée** (préférer le disilicate de lithium, la leucite et les systèmes céramo-céramiques à armature céramique au système zircon monolithique, à nuancer cependant avec l'apparition des zircons hautement translucides), une **résistance mécanique à moindre épaisseur** (permettant une économie tissulaire afin de préserver la vitalité pulpaire, préférer le disilicate de lithium) et une bonne **capacité au collage** (préférer les céramiques vitreuses aux céramiques oxydes). [1]

La technique traditionnelle pour la réalisation de facettes est la stratification manuelle de céramique **feldspathique** sur une infrastructure réfractaire. Cette technique permet un rendu esthétique optimal et personnalisé. Néanmoins, la technique d'usinage améliore significativement la résistance de telles restaurations. Elle permet ainsi d'en augmenter la longévité et d'en diminuer l'épaisseur pour une préparation plus conservatrice. A l'heure actuelle, les blocs feldspathiques à usiner ne sont disponibles qu'en une seule opacité. Les facettes obtenues nécessiteront donc un maquillage de surface [87]. La technique de pressée était également utilisée. Elle est désormais remplacée par la technique d'usinage.

Pour des facettes usinées d'une épaisseur de 0,5 mm, peuvent être utilisés les vitrocéramiques renforcées au **disilicate de lithium** ou à la **leucite**. Cependant seul le disilicate de lithium pourra produire des facettes usinées ultrafines de 0,3 mm. [21] Le disilicate de lithium est particulièrement bien adapté pour les facettes en raison de sa résistance mécanique supérieure aux céramiques à base de leucite, à leur opacité hautement modulable pour masquer les dyschromies sous-jacentes de diverses sévérités (large gamme de teintes et d'opacités) et leur haut potentiel esthétique.



Figure 48 : Facettes 13-11-21-22-23 et couronne 12 monolithiques en disilicate de lithium (e.max®)[87]

Les facettes peuvent également être réalisées en **céramiques oxydes**, céramiques **alumineuses infiltrées** (In Ceram® Spinell en technique barbotine), vitrocéramiques renforcées au **silicate de lithium et nanocharges de zircon** et vitrocéramiques **fluoro-apatites** (IPS e.max® Ceram en technique de stratification manuelle et IPS e.max® Zirpress en technique pressée). Les bases de données cliniques restent cependant plus limitées à l'heure actuelle pour ces matériaux dans cette indication. Ces indications proviennent notamment des laboratoires fabricants. Les **zircons hautement translucides**, indiquées dans le remplacement de l'émail, peuvent être utilisées pour les facettes à la condition que le substrat ne soit pas dyschromié tandis qu'un choix judicieux du matériau d'assemblage sera nécessaire [41].



Figure 49 : Facettes 43 à 33 monolithiques en zircon hautement translucide 5Y-TZP [21]

Les **PICNs** et **nanocéramiques** peuvent également être utilisées pour la fabrication de facettes palatines mais aussi vestibulaires bien que cette dernière indication soit plus rare. [19,22]

La facette céramique est une solution relativement sûre (taux de survie de 95% à 5 ans, 89% à 9 ans et 86% à 12 ans). Le taux de survie est de 94% à 7 ans pour les facettes en vitrocéramiques et de 87% à 8 ans pour les facettes en céramique feldspathiques, bien qu'aucune différence significative n'ait été retrouvée entre ces deux matériaux. Le taux de survie de ces restaurations devrait tendre à encore augmenter en raison de l'utilisation croissante de la technique d'usinage. [87,88]

3.4.3.2 Inlays Onlays

Les critères importants que doit remplir la céramique pour la confection d'inlays et onlays sont : une **résistance à la fatigue et à la fracture** élevée, une bonne aptitude au **collage**, et une bonne **biocompatibilité**. La résistance à la fracture de ces restaurations est notamment fonction de la résistance à la flexion de la céramique et, dans une moindre mesure, de l'écart entre le module d'élasticité de la céramique et celui des tissus dentaires. [50]

Les vitrocéramiques renforcées au **silicate de lithium et nanocharges de zircon** peuvent être utilisées pour la réalisation d'inlays et onlays. Cela figure parmi les indications données par les fabricants (Dentsply Sirona pour Celtra® Duo, Vita Zahnfabrik pour VITA Suprinity®) bien que peu d'études cliniques ne soient actuellement disponibles. Les expérimentations sont en effet davantage tournées vers les PICN, nanocéramiques, vitrocéramiques à base de leucite ou de disilicate de lithium et la zircon. [89]

La zircon est parfois utilisée pour de telles restaurations. Le **disilicate de lithium** reste cependant préférable à la zircon pour les inlays onlays overlays et couronnes partielles mini-invasifs et ultrafins **limités à l'émail** (restaurations d'épaisseur 0,6 à 1,4 mm) notamment utiles dans les situations où une **augmentation de dimension verticale** est nécessaire ou encore dans les cas de **sévères érosions dentaires**. En effet, il a été montré que, bien que la résistance à la flexion du disilicate de lithium équivaille à 40% de celle de la zircon (400 MPa contre 1000 MPa), la charge occlusale supportée équivaut à 75% de celle supportée par la zircon lorsque le collage se

fait dans l'émail. Par ailleurs, l'épaisseur du disilicate de lithium a moins d'impact sur la charge occlusale supportée lorsque les restaurations sont limitées à l'émail. En outre, le disilicate de lithium présente certains avantages par rapport à la zircone : une meilleure esthétique, un comportement mécanique plus proche de celui de l'émail, une meilleure aptitude au collage (possibilité de mordantage et de silanisation) et moins de sensibilité au processus de dégradation hydrothermale à basse température qui affecte particulièrement la zircone. [50]

Néanmoins, d'après la littérature scientifique sur le sujet, en raison de sa résistance à la fracture élevée, la **zircone** semble être un matériau intéressant pour les restaurations partielles dans les situations où les charges occlusales sont particulièrement importantes (**hyper- et parafonctions, bruxisme**) [55] ou dans les cas où la **préparation est extensive** (overlay avec recouvrement cuspidien complet) [56]. Il a d'ailleurs été démontré que les onlays zircone ont une résistance à la fracture équivalente à une dent intacte alors qu'un onlay en disilicate de lithium recouvrant une ou plusieurs cuspides engendre une diminution de la résistance à la fracture. [55,56] Cependant, parmi les indications données par les fabricants, les inlays et onlays unitaires ne figurent pas pour la zircone. Les fabricants les conseillent davantage pour les **bridges collés de faible portée** (3 éléments, un intermédiaire et deux piliers) **avec préparation partielle** (en inlay ou onlay) **des dents supports**. Cette indication est reprise dans la littérature scientifique. Ceci est certainement lié au collage plus complexe de la zircone. Le disilicate de lithium lui est donc souvent préféré puisque, en plus d'avoir un collage plus efficient, ce dernier dispose d'une résistance mécanique élevée par rapport aux autres vitrocéramiques et feldspathiques même si elle reste inférieure à la zircone. [3,59]

La vitrocéramique renforcée au **disilicate de lithium est également préférable à la leucite** pour inlay-onlays, en particulier chez des patients **bruxomans**. En effet, le disilicate de lithium est meilleur sur le plan de la résistance à la fracture (le disilicate de lithium est capable de concentrer davantage d'énergie dans la céramique avant de se fracturer et de supporter davantage de déformation de la dent sous-jacente), même s'il est moins bon sur le plan de la distribution du stress mécanique (davantage de stress concentré dans la céramique avec des restaurations au disilicate de lithium) et sur le mode de fracture (moins de fractures mais des fractures plus sévères et complexes touchant à la fois la restauration et la dent). [30]

Il est également à noter que plus la perte tissulaire est importante, plus la résistance des restaurations partielles diminue [55]. Ainsi, la céramique semble préférable aux composites dans les cas où la **préparation est étendue**.

Les **RCIPs** et les **nanocéramiques** sont également souvent utilisés pour ce type de restaurations [21]. De tels matériaux présentent en effet de nombreux avantages : une facilité au collage, un comportement mécanique relativement proche de celui des tissus dentaires, une meilleure gestion des complications avec la possibilité d'être réparés et d'accéder à la pulpe dentaire en passant directement au travers de la restauration sans avoir à la déposer (utile dans les cas limites que représentent les **fêlures dentaires sur dent vivante**), une facilité à l'adaptation clinique (retouche occlusale, retouche des points contacts), moins d'abrasion de l'antagoniste, une protection relative des tissus sous-jacents (amortissement des contraintes occlusales d'où une réduction du risque de fracture des tissus sous-jacents), un coût de fabrication et un temps clinique réduits, une fabrication plus aisée (matériau plus tendre pour l'usinage) et plus efficace (polissage plus aisé et moins de *chipping* des bords de la restauration). Cependant, par rapport à la céramique, la résistance mécanique est ici plus faible (risque de fracture de la restauration plus grand) bien qu'elle reste intéressante dans cette indication (résistance à la fracture correcte, haute résilience et bonne capacité à l'absorption des chocs). Il y a également plus d'usure de la restauration au fil du temps, davantage de rétention de plaque, et une pérennité esthétique plus faible (plus sujet aux colorations). [3,8]



Figure 50 : Inlay en LavaTM Ultimate [90]

En réalité, le taux de survie des restaurations partielles dépend du type de matériau, mais surtout du type de préparation qui aura plus d'impact sur la résistance à la fracture et le comportement biomécanique des onlays [30]. Les complications pour ce type de restauration sont surtout liées à la **préparation de la dent** et au **respect du protocole de collage**.

Les résultats sont prometteurs pour les inlays-onlays en **RCIP** puisqu'ils ont démontré jusqu'ici un taux de survie de 97,4% à 3 ans. Ils restent cependant susceptibles au **décollement** si les recommandations liées au matériau ne sont pas scrupuleusement suivies, et à **l'usure**. Des résultats à plus long terme restent nécessaires pour les inlays-onlays en céramique résineuse. [21]. Quant aux inlays-onlays céramiques, les résultats sont également excellents puisqu'ils ont démontré un taux de survie de 95% à 4 ans et 90% à 8 ans [8].

Concernant le type de fracture, la **fracture de la restauration céramique seule** semble survenir sur des inlays onlays à base de **leucite**. Ce n'est pas le cas pour les inlays onlays en **zircone** en raison de la transformation de phase qui s'y opère sous la contrainte. Ces derniers semblent davantage sujets aux **fractures complexes (restauration + dent)**, en particulier lorsqu'il s'agit d'inlays MOD ou d'onlays à recouvrement partiel (fracture complexe correspondant à 40% des fractures survenues pour les inlays MOD, 50% pour les onlays partiels, 10 à 30% pour les overlays) du fait de la répartition non homogène du stress dans la dent, du module d'élasticité élevé responsable de fractures dentaires par effet de coin sur la dent, et de l'absence de sertissage de la face occlusale complète. Les inlays onlays zircone sont également sujets à des **fractures au sein de l'interface de collage** (fractures adhésives) et à des **fractures sur la face interne de la dent**, en particulier lorsque la restauration est à recouvrement complet, et ce du fait d'un protocole de collage plus complexe pour la zircone et d'une concentration de forces à ce niveau. Néanmoins, de façon générale, les inlays onlays céramiques ne semblent **pas sujets au décollement**. [56]



Figure 51 : Modes de fracture de systèmes dent/onlay : Type I (première figure), pas de fracture visible de la dent ou de la restauration ; Type II (figure centrale), fracture de la dent sans fracture visible de la restauration ; Type III, fracture de la restauration sans fracture de la dent ; Type IV, fracture de la dent et de la restauration à un niveau situé au-dessus de la jonction amélo-cémentaire ; Type V (dernière figure), fracture de la dent et de la restauration à un niveau descendant sous la jonction amélo-cémentaire [56]

L'ADA (*American Dental Association*) recommande ainsi l'utilisation des céramiques résineuses et des vitrocéramiques renforcées au disilicate de lithium pour la réalisation d'inlay-onlays. Il n'y a cependant pas suffisamment d'études pour conclure à la supériorité des inlays-onlays céramiques ou composites. Le choix du matériau se fera en fonction des propriétés jugées prioritaires pour chaque cas clinique (para-fonction et bruxisme, état de délabrement dentaire, risque de complication endodontique, capacité et possibilité de collage). [91]

3.4.3.3 Endocouronnes [92,93]

Là aussi, les matériaux les plus utilisés sont les **RCIP** et le **disilicate de lithium**. Pour eux deux les endocouronnes ont montré un comportement biomécanique similaire.

Les endocouronnes ayant un risque de descellement plus important que le risque de fracture, les matériaux utilisés pour leur fabrication doivent disposer d'un potentiel de collage excellent.

Les céramiques résineuses (RCIP, nanocéramiques) ayant un module d'élasticité similaire à celui de la dentine, cela permet de réduire les contraintes appliquées sur la dentine et le reste des tissus dentaires sous-jacents, réduisant ainsi le risque de fracture de la dent sous-jacente. Cependant, cela augmente le stress mécanique au niveau de l'interface dent/restauration, risquant ainsi le descellement de la restauration. Par ailleurs, la souplesse importante de ces matériaux (module d'élasticité bas) et leur résistance à la flexion correcte leur permettent une plus grande déformation avant de se fracturer et ainsi une meilleure résistance à la fracture. Ainsi, sur les endocouronnes faites de ces matériaux, peu de fractures irréparables surviennent.

En comparaison, le disilicate de lithium présente une résistance à la flexion et un module d'élasticité plus élevés, une esthétique meilleure, une pérennité plus grande, une plus faible rétention de plaque et moins de stress au niveau de l'interface dent/restauration, tout en ayant un potentiel de collage élevé, ce qui en fait également un bon matériau pour la réalisation d'endocouronnes.

Pour les deux matériaux, le mode de fracture est similaire : il s'agit le plus souvent de la **fracture de la restauration**, tandis que les tissus dentaires sous-jacents restent intacts, avec un point de départ de la fracture situé au niveau des points de contacts occlusaux. Cela s'explique du fait de l'épaisseur de la restauration qui protège ainsi la dent sous-jacente et l'épaisseur des murs de la préparation qui restent épais et donc résistants.

Le taux de survie est de plus de 94% à 3 ans avec des taux de survie à court, moyen et long terme excellents pour les endocouronnes sur molaires, quel que soit le matériau utilisé. Ainsi les deux matériaux sont éligibles et seront choisis selon les caractéristiques considérées les plus importantes pour chaque cas clinique (une priorité de l'esthétique par exemple doit orienter le choix vers le disilicate de lithium).

3.4.3.4 Couronnes unitaires

L'étude systématique menée par Sailer et al. [94] a permis d'établir et de comparer les taux de survie et de complications des différents systèmes utilisés pour la confection de couronnes unitaires. Ont été incluses dans cette étude :

- 4663 couronnes céramo-métalliques pour une période de suivi moyenne de 7,3 ans,
- 2208 couronnes céramo-céramiques à armature feldspathique sur 7,1 ans,
- 2689 couronnes céramo-céramiques à armature vitrocéramique renforcée à la leucite ou au disilicate de lithium sur 4,5 ans,
- 2389 couronnes céramo-céramiques à armature céramique infiltrée sur 4,9 ans,
- 1099 couronnes céramo-céramiques à armature alumine dense sur 4,3 ans,
- 1049 couronnes céramo-céramiques à armature zircone sur 3,7 ans.

Après la synthèse des résultats des différentes études incluses (17 pour les systèmes céramo-métalliques et 55 pour les systèmes céramo-céramiques), le taux de survie à 5 ans a été estimé à :

- 95,7% pour les couronnes céramo-métalliques,
- 90,7% pour les couronnes céramo-céramiques à armature feldspathique,
- 94,6% pour les couronnes céramo-céramiques à armature céramique infiltrée,

- 96% pour les couronnes céramo-céramiques à armature alumine dense,
- 91,2% pour les couronnes céramo-céramiques à armature zircone,
- 96,6% pour les couronnes céramo-céramiques à armature vitrocéramique renforcée à la leucite ou au disilicate de lithium.

Aucune différence significative n'a été retrouvée concernant les taux de survie des restaurations unitaires céramo-métalliques et les systèmes à base de leucite ou de disilicate de lithium, d'alumine dense et de zircone entre les secteurs antérieurs et postérieurs, ce qui n'est pas le cas des restaurations **feldspathiques qui ont présenté significativement plus de complications en secteur postérieur.**

Si l'on considère chaque type de complications indépendamment, l'étude a montré que :

- pour le développement de caries secondaires (taux de complication moyen annuel estimé à 0,20%), cette complication est significativement moins fréquente sur les systèmes zircone (0,09%) et plus fréquente pour les systèmes céramiques infiltrées (0,43%) alors que son incidence est relativement similaire pour les autres systèmes (0,13% pour les systèmes feldspathiques, 0,11% pour les vitrocéramiques renforcées, 0,28% pour les systèmes à alumine dense et 0,21% pour les systèmes céramo-métalliques) ;
- pour la perte de la restauration complète occasionnée par le développement de caries secondaires (0,08%), cette complication est rare et l'incidence est semblable pour l'ensemble des systèmes ;
- pour la perte de vitalité (0,35%), il s'agit de la complication biologique la plus fréquente pour les systèmes céramo-métalliques où elle est, par rapport aux autres systèmes, significativement plus fréquente (0,34%). Cette complication est plus rarement rapportée pour les systèmes céramo-céramiques ;
- pour la fracture de la dent support (0,18%), cette complication est souvent rapportée pour les systèmes céramo-métalliques (0,24%) et est significativement plus fréquente pour ces systèmes comparé aux couronnes tout-céramiques (0,08% pour les couronnes feldspathiques, 0,05% pour les couronnes vitrocéramiques renforcées, 0,10% pour les couronnes alumineuses denses et 0,03% pour les couronnes zircones) ;
- pour la fracture de l'armature (0,40%), cette complication est quasi inexistante pour les systèmes céramo-métalliques. Elle est significativement plus fréquente pour les systèmes céramo-céramiques, le système feldspathique étant le plus fragile (1,40%) et le système zircone le plus stable (0,09%). L'incidence de cette même complication est de 0,47% pour les systèmes vitrocéramiques renforcés à la leucite ou au disilicate de lithium ;
- pour le chipping de la céramique de revêtement (0,43%), il s'agit d'une complication **la plus fréquente** et commune à tous les systèmes. Il s'agit de la complication la plus fréquente pour le système céramo-métallique avec un taux annuel estimé à 0,53%. Comparativement, cette complication est **plus fréquente encore pour les systèmes à armature zircone** (0,64%) et alumine (0,71%). L'incidence est de 0,25% pour les couronnes feldspathiques, 0,30% pour les couronnes vitrocéramiques renforcées ;
- pour la perte de rétention (0,19%), l'incidence est relativement faible pour l'ensemble des systèmes, excepté pour les systèmes faits de céramiques oxydes où le problème est **plus fréquent** (0,47% pour l'alumine dense et 0,97% pour la **zircone** où la **différence est significative** par rapport aux systèmes céramo-métalliques 0,12%). Cela peut notamment s'expliquer par une efficacité de collage inférieur des céramiques oxydes associé à un protocole plus complexe ;
- pour la perte pour cause de raisons esthétiques (0,15%), l'incidence est similaire et relativement rare pour l'ensemble des systèmes céramo-métalliques et céramo-céramiques (0,11% pour les systèmes céramo-métalliques, 0,09% pour les systèmes feldspathiques et 0% pour les systèmes leucite, disilicate de lithium et zircone), à l'exception des restaurations en alumine dense (0,74%).

Ainsi, sur le plan des **complications biologiques** (perte de vitalité, fracture de la dent support, carie secondaire), en se basant sur les taux ci-dessus et d'après les conclusions de la revue systématique, les **couronnes unitaires céramo-céramiques s'en sortent significativement mieux** que les systèmes céramo-métalliques.

Les taux de survie étant relativement similaires sur une période de suivi d'au moins 3 ans (voir les taux énoncés plus haut), l'étude a permis de conclure que les systèmes **céramo-céramiques à base de leucite, de disilicate de lithium et d'alumine dense** sont des systèmes pouvant être recommandés comme **alternative au gold standard céramo-métallique** dans le cas de restaurations unitaires périphériques, aussi bien en secteur antérieur que postérieur. Les systèmes **céramo-céramiques à armature zircone** ne sont cependant **pas recommandés en première intention** comme alternative aux systèmes céramo-métalliques en raison du risque de *chipping* et de **perte de rétention** plus élevés qui sont les points faibles des restaurations zircone. Cependant, les progrès actuellement menés sur les zircons et le recours aux restaurations monolithiques et au scellement plutôt qu'au collage de la zircone devraient venir modifier cette conclusion et rendre les bridges zircone monolithiques aptes à remplacer les bridges céramo-métalliques en secteur postérieur. Les systèmes **feldspathiques**, quant à eux, doivent être réservés au **secteur antérieur** car ils sont plus faibles mécaniquement.

Concernant les restaurations zircons, les solutions **monolithiques et minimalement stratifiées** (sans céramique de revêtement au niveau des zones de fonction) semblent viables et correctement établies comme étant de **bonnes alternatives aux restaurations céramo-métalliques** bien que des études cliniques à moyen et long terme soient tout de même encore nécessaires. [94,95]. La solution monolithique est cependant très abrasive pour l'antagoniste et s'use elle-même plus rapidement si elle n'est pas **correctement polie**. [21]

3.4.3.5 Bridges

L'étude systématique réalisée par Pjetursson et al. [96] a permis d'établir et de comparer les taux de survie et les complications selon la nature du bridge. Dans cette étude ont été inclus :

- 1796 bridges céramo-métalliques sur une période de suivi moyenne de 7 ans,
- 208 bridges à armature vitrocéramique renforcée sur 6 ans,
- 229 bridges à armature alumine infiltrée sur 4,1 ans,
- 673 bridges à armature zircone sur 4,5 ans.

Le taux de survie général à 5 ans a été mesuré comme allant de 86,2 à 94,4% tous matériaux confondus [96] et est de 89% à 10 ans pour les bridges conventionnels [59]. Après synthèse des données de toutes les études retenues dans l'étude systématique de Sailer et al., ce taux de survie a été estimé à :

- 94,4% pour les bridges céramo-métalliques avec un période de suivi moyenne de 7 ans,
- 89,1% pour les bridges tout céramique à armature vitrocéramique renforcée pour une période de suivi moyenne de suivi moyenne de 6 ans,
- 86,2% pour les bridges tout céramique à armature alumine infiltrée pour une période de suivi moyenne de 4 ans,
- 90,4% pour les bridges tout céramique à armature zircone pour une période de suivi moyenne de 4,5 ans.

- Si l'on considère chaque type de complications indépendamment, l'étude a montré que [96]:
- pour le développement de caries secondaires (taux de complication moyen annuel estimé à 0,29%), l'incidence a été la plus basse pour les bridges à armature vitrocéramique (taux de complication annuel estimé à 0,11%) et la plus haute pour les bridges à armature zircone (0,65%), l'incidence ayant été de 0,24% pour les bridges céramo-métalliques et 0,41% pour les bridges en alumine infiltrée ;
 - pour la perte de la restauration complète occasionnée par le développement de caries secondaires (0,43%), l'incidence a été la plus faible pour les bridges à armature vitrocéramique (0,09%) et la plus haute pour les bridges à armature zircone (0,39%) et céramo-métalliques (0,54%) sans qu'une différence significative n'ait été retrouvée ;
 - pour la perte de vitalité (0,44%), cette complication n'est survenue que sur les bridges à armature zircone ;
 - pour la complication parodontale (0,23%), l'incidence a été significativement la plus élevée pour les bridges à armature vitrocéramique (0,60%) et alumine (1,59%) contre 0,06% pour les bridges céramo-métalliques et 0,10% pour les bridges à armature zircone ;
 - pour la fracture de la dent support (0,17%), aucune différence significative n'a été retrouvée entre les différents bridges ;
 - pour la fracture de l'armature du bridge (0,45%), l'incidence a été significativement la plus élevée pour les bridges à armature vitrocéramique (1,68%) et alumine (2,76%) tandis que les bridges à armature zircone se sont révélés être les plus stables (0,39%) avec un taux plus faible encore pour les bridges céramo-métalliques (0,12%) ;
 - pour le chipping de la céramique de revêtement (2,71%, deuxième complication **la plus fréquente**), l'incidence a été la **plus élevée** pour les bridges à armature alumine infiltrée (7,55%) et **zircone** (4,33%) et bien qu'**aucune différence significative** n'ai été retrouvée pour ce dernier par rapport aux autres types de bridges (1,79% pour les bridges céramo-métalliques et 1,07% pour les bridges à armature vitrocéramique renforcée) (la cause étant due selon les auteurs à l'utilisation de zircons première génération avant que des céramiques de revêtement basse fusion plus compatibles avec le coefficient de dilatation thermique des nouvelles zircons n'aient été mises au point ; ainsi qu'à la difficulté à obtenir une épaisseur uniforme de l'armature par conception informatique) ;
 - pour la perte de rétention (0,64%), l'incidence a été **significativement la plus élevée** pour les bridges **zircone** (1,28%) tandis qu'elle a été de l'ordre de 0,42% pour les bridges céramo-métalliques, 0,58% pour les bridges à armature vitrocéramique renforcée et 0,53% pour les bridges à armature alumine infiltrée ;
 - pour la coloration du joint (3,91%, complication la plus fréquente, fréquente pour tous les types de bridges excepté les bridges à armature vitrocéramique), l'incidence a été la plus faible pour les bridges à armature vitrocéramique (0,72%) et la plus élevée pour les bridges à armature zircone (6,72%), tandis qu'elle a été de 4,82% pour les bridges céramo-métalliques et de 3,77% pour les bridges à armature alumine infiltrée.

Ainsi, à l'exception du développement de carie secondaires pour les bridges à armature zircone et de complications parodontales pour les bridges à armature alumine infiltrée, les **complications biologiques restent rares**. Les bridges sont davantage sujets à des complications techniques.

La **solution céramo-métallique a été et reste considérée comme étant la plus sûre** pour les bridges (taux de survie le plus élevé). En ce qui concerne les bridges en extension et les bridges collés tout céramiques, d'après le rapport de la haute autorité de santé publié en 2016, ils n'ont pas assez de recul clinique pour le moment [59] et, selon De Baat et al., les bridges en extension en disilicate de lithium ou en zircone peuvent supporter une charge occlusale inférieure aux bridges en extension céramo-métalliques [50]. Les **bridges tout céramique ont un taux d'échec plus élevé**

(la différence n'étant cependant pas significative pour les bridges à armature alumine), le taux d'échec pouvant passer du simple ou double selon le type de céramique utilisé pour l'armature du bridge. En effet, l'étude a mis en évidence au taux d'échec à 3 ans de 5,6% pour les bridges céramo-métalliques, suivis de 9,6% pour les bridges à armature zircone, puis 10,9% pour les bridges à armature vitrocéramique et 13,8% pour les bridges à armature alumine infiltrée. Les **bridges à armature zircone** sont donc ceux ayant le **comportement le plus proche** des bridges céramo-métalliques en dépit du taux de **complications relativement plus élevé** que pour les autres types de bridges et notamment un risque de *chipping* trois fois plus élevé que les bridges céramo-métalliques. Il a en effet été prouvé sur la zircone est un matériau d'armature résistant (taux de fracture d'armature significativement inférieur aux autres types de céramiques), en particulier pour des bridges de courte portée (édentement de deux dents maximum) à condition que les dimensions des zones de connexion sont respectées. [96]

Concernant les **bridges en extension**, d'après le rapport de la HAS de 2016, les matériaux utilisés sont la **zircone** ou la solution **céramo-métallique** conventionnelle. Le rapport conclut en l'absence de suffisamment de données pour pouvoir conclure sur la supériorité d'un type de matériau. L'étude de De Baat et al. a cependant démontré une capacité de charge significativement supérieure des bridges en extension céramo-métalliques par rapport à des bridges zircone [50]. La localisation de ces bridges ne semble pas avoir d'impact sur leur taux de survie tandis qu'une reconstitution sur dent dévitalisée a montré avoir un impact négatif. Parmi les études retenues pour établir ce rapport, aucune n'a fait de distinction entre les bridges classiques et cantilever par rapport au nombre d'éléments. Les études cliniques ont établi un taux de survie de 91% à 4 ans et 86% à 12 ans, sans qu'il n'y ait de différence significative avec les bridges classiques. Les revues systématiques de Pjetursson et al. de 2004 et 2007 ont quant à elles établi un taux de survie estimé de 91% à 5 ans et de 82% à 10 ans (contre 94% à 5 ans et 89% à 10 ans pour les bridges classiques). Aucune différence significative n'a été retrouvée concernant les complications parodontales entre les bridges classiques et les bridges en extension. La perte de vitalité et la perte de rétention sont les complications les plus fréquemment retrouvées et sont significativement plus élevées pour les bridges cantilevers. Cependant, le rapport de la HAS recommande de relativiser ces résultats qui ne permettent pas en réalité de conclure sur une différence de performances de ce type de bridges par rapport aux techniques conventionnelles. [59]

Ce même rapport de la HAS [59] a également étudié les **bridges collés**. L'étude systématique de Pjetursson et al. de 2008, inclut dans ce rapport, a étudié les bridges collés **céramo-métalliques** et a établi un taux de survie de 88% à 5 ans et 65% à 10 ans. Le taux d'échec annuel s'est révélé supérieur par rapport aux couronnes sur implant et bridges conventionnels. Cependant, le rapport souligne que cette conclusion doit être retenue comme simple information, la comparaison avec les techniques conventionnelles ne pouvant être faite en raison des biais existants. La complication la plus fréquente s'est révélée être la perte de rétention dont le taux cumulé à 5 ans a été estimé à 19%. L'étude systématique de Miettinen et Millar de 2013 [97], également incluse dans le rapport de la HAS, a, quant à elle, étudié différents types de bridges collés. Elle a établi un taux de succès à 3 ans de 82,8% pour les bridges collés métalliques, 88,5% pour les bridges collés en composite renforcé de fibres et 72,5% pour les bridges collés tout céramique (céramiques **In-Ceram®**, et **vitrocéramiques**). Les complications les plus fréquentes se sont révélées être le décollement pour les bridges métalliques, la délamination et l'usure pour les bridges en composite renforcé et la fracture de l'armature et le décollement pour les bridges tout céramique. Aucune comparaison statistique n'a été réalisée. Là encore, le rapport de la HAS met en garde quant à ces résultats puisque la durée de suivi est relativement courte. Les études cliniques incluses dans ce rapport ont, quant à elles, établi un taux de survie allant de 64 à 94% à 5 ans et de 60 à 97% à 10 ans. Deux des trois études comparatives incluses n'ont pas montré de différence significative entre les bridges collés et les bridges conventionnels tandis que la troisième a trouvé une différence entre les bridges collés sur inlays et les bridges classiques en disilicate de lithium. Là encore la perte de

rétenion a été la complication la plus fréquente. Aucune différence significative n'a été trouvée concernant les complications parodontales. La localisation antérieure et la localisation maxillaire semblent moins sujettes aux complications, bien que la différence n'ait été significative que dans une des sept études ayant analysé ces paramètres. Les bridges de trois éléments semblent être plus efficaces sans qu'aucune analyse statistique n'ait été réalisée. Là encore le rapport de la HAS souligne la faiblesse méthodologique des études et encourage donc à relativiser les résultats. [59]. Quant aux fabricants, ils recommandent la **zircone** pour la réalisation de tels bridges sans que la littérature scientifique ne puisse dire s'il s'agit d'une bonne alternative aux conventionnels bridges céramo-métalliques collés.

Ainsi, en raison de l'hétérogénéité des études, du nombre restreint de données cliniques et de recul clinique encore trop juste pour certaines configurations de bridges, les conclusions ne peuvent être clairement établies pour les bridges en extension et les bridges collés et les indications doivent être scrupuleusement suivies [59].

3.4.3.6 Prothèses sur implant

La zircone est également désormais utilisée pour la confection d'implants et de piliers implantaires notamment utiles en cas de **parodonte fin**. Cette utilisation est récente. Si jusqu'à présent, elle présente des résultats prometteurs en termes d'intégration aux tissus durs et aux tissus mous, elle nécessite tout de même davantage d'études et son utilisation doit **rester prudente** dans l'attente de résultats à plus long terme. [11]

L'étude systématique menée par Pjetursson et al. [95] a permis d'établir et de comparer les taux de survie et les complications des différents systèmes utilisés pour la confection de **couronnes unitaires sur implants**. Ont été incluses dans cette étude :

- 4363 couronnes céramo-métalliques réparties en 520 couronnes en secteur antérieur et 2078 en secteur postérieur,
- et 912 couronnes céramo-céramiques à armature zircone réparties en 112 couronnes en secteur antérieur et 557 en secteur postérieur (dans chaque cas, le nombre de couronnes postérieures incluses dans l'étude systématique présente était supérieur au nombre de couronnes antérieures).

Le taux de survie à 5 ans a été estimé à 98,3% pour les couronnes céramo-métalliques sur implant contre 97,6% pour les couronnes céramo-céramiques à armature zircone sur implant. Concernant le secteur de la restauration, le taux de survie estimé à 5 ans a été en secteur postérieur de 99,0% pour les céramo-métalliques et 98,6% pour les céramo-céramiques à armature zircone, contre respectivement 97,3% et 97,9% pour le secteur antérieur. Le taux de complication a, quant à lui, été estimé à 5 ans à 13,3% pour les couronnes céramo-métalliques contre 16,2% pour les couronnes céramo-céramiques à armature zircone. **Aucune différence significative** n'a été retrouvée concernant les taux de survie et de complication **entre les deux systèmes**, ainsi que le taux de survie **en fonction du secteur** concerné pour les deux systèmes. D'après cette étude, les systèmes céramo-métalliques et céramo-céramiques à armature zircone sont **équivalents** dans le cadre des couronnes unitaires sur implant.

Si l'on considère chaque type de complications indépendamment, l'étude [95] a montré que :

- pour les complications des tissus mous (péri-implantites), l'incidence annuelle a été de 1,05% pour les céramo-métalliques contre 1,09% pour les céramo-céramiques (pas de différence significative)

- pour la perte osseuse, l'incidence annuelle a été de 0,67% pour les céramo-métalliques contre 0,88% pour les céramo-céramiques (pas de différence significative)
- pour les échecs d'ordre esthétique, l'incidence annuelle a été de 0,34% pour les céramo-métalliques contre 0% pour les céramo-céramiques (**différence significative** retrouvée)
- pour la fracture du pilier implantaire, l'incidence annuelle a été de 0,03% pour les céramo-métalliques contre 0,07% pour les céramo-céramiques
- pour la fracture de la vis, l'incidence annuelle a été de 0,01% pour les céramo-métalliques contre 0,02% pour les céramo-céramiques
- pour le desserrage de la vis pour les systèmes transvissés, l'incidence annuelle a été de 0,7% pour les céramo-métalliques contre 0,21% pour les céramo-céramiques (**différence significative** retrouvée)
- pour la fracture de la céramique de revêtement (*chipping*), l'incidence annuelle a été **équivalente** pour les deux systèmes (0,58% pour les céramo-métalliques contre 0,57% pour les céramo-céramiques)
- pour la fracture de la restauration dans son ensemble, l'incidence annuelle a été de 0,04% pour les céramo-métalliques contre 0,43% pour les céramo-céramiques (**différence significative** retrouvée)
- pour la perte de rétention pour les systèmes scellés, l'incidence annuelle a été de 0,40% pour les céramo-métalliques contre 0% pour les céramo-céramiques (**différence significative** retrouvée)

Ainsi, les complications d'ordre **biologiques** (péri-implantite et perte osseuse) sont **les plus fréquentes** pour les deux systèmes sur implant, contrairement aux restaurations sur dents naturelles, et tous les deux se comportent de manière équivalente (pas de différence significative entre les taux d'incidence). La **zircone** cependant **retient moins de plaque** et présente une **intégration aux tissus durs et mous équivalente au titane** bien qu'un peu plus lente. Il s'agit donc d'un matériau intéressant pour l'implantologie, bien que pour le moment il ne présente **pas de supériorité par rapport au système céramo-métallique** au niveau biologique.

Sur le plan **esthétique**, la **zircone** semble **moins sujette aux complications** que le système céramo-métallique.

Sur le plan des complications techniques, la fracture du pilier implantaire et de la vis de serrage restent des événements relativement rares pour les deux systèmes. La majorité des complications techniques correspond cependant au **desserrage de la vis**, au *chipping* de la céramique de revêtement, à la **fracture de la restauration** et à la **perte de rétention**. Le **desserrage de la vis** est une complication relativement fréquente et survient davantage pour le **système céramo-métallique**. Le *chipping*, comme pour les systèmes sur dent naturelle, reste une complication **très fréquente**. Cependant à l'inverse des restaurations sur dent naturelle, il touche ici de manière **équivalente** les deux systèmes, bien que la **nécessité de refaire** la restauration à cause de la fracture de l'armature ou de la céramique de revêtement soit **plus fréquente pour les systèmes à base de zircone**. Néanmoins, l'introduction de céramiques de revêtement basse fusion plus adaptées à la biomécanique de la zircone sous-jacente, l'amélioration des protocoles de céramisation des armatures métalliques et céramiques tendent à diminuer ce risque qui reste cependant bien existant et prédominant. En ce concerne la **fracture de la restauration** dans son ensemble, les couronnes à armature **zircone** ont été significativement plus touchées (taux annuel estimé de 0,43%, contre 0,04% pour le système céramo-métallique). Pour la **perte de rétention**, contrairement aux couronnes sur dent naturelle, les systèmes **céramo-métalliques** ont été significativement plus touchés (taux annuel estimé de 0,40%, contre 0% pour le système céramo-céramique à armature zircone).

Ainsi, pour les restaurations sur implant, les systèmes céramo-céramiques à armature zircone par rapport aux systèmes céramo-métalliques présentent de bons taux de survie, des complications biologiques similaires, des complications esthétiques moins fréquentes pour les

systèmes à armature zircon et les mêmes types de complications mécaniques bien qu'avec des incidences différentes. Les systèmes **céramo-céramiques** restent cependant **plus esthétiques**. Ainsi, comme pour les restaurations sur dent naturelle, les restaurations **monolithiques en zircon sur implant semblent être une alternative prometteuse et valide aux restaurations céramo-métalliques** bien que davantage d'études cliniques à moyen et long terme soient nécessaires pour établir complètement la recommandation.

En ce qui concerne les **bridges sur implants**, l'étude systématique menée par Sailer et al. [98] a permis d'établir et de comparer les taux de survie et les complications des différents systèmes. Ont été inclus dans cette étude : 920 bridges céramo-métalliques et 175 bridges céramo-céramiques à armature zircon.

Après synthèse des résultats des différentes études incluses, le taux de survie à 5 ans a été estimé à 98,7% pour les bridges céramo-métalliques sur implant contre 93,0% pour les bridges céramo-céramiques à armature zircon sur implant.

Le taux de complication a, quant à lui, été estimé à 5 ans à 15,1% pour les bridges céramo-métalliques. Aucune information n'est cependant disponible pour les bridges céramo-céramiques à armature zircon vis-à-vis du taux de complication global, toutes complications confondues.

Il existe à l'heure actuelle **peu d'études sur les complications des bridges céramo-céramiques à armature zircon**. Il est donc difficile de conclure sur l'incidence de leurs complications. Néanmoins, parmi les données disponibles pour chaque complication individuellement, l'étude a montré que :

- pour les complications des tissus mous (péri-implantite), l'incidence annuelle a été de 0,64% pour les céramo-métalliques contre 2,14% pour les céramo-céramiques (**différence significative** retrouvée)
- pour la fracture de la restauration et la fracture de la céramique cosmétique de revêtement (*chipping*), l'incidence annuelle a été de 2,48% pour les céramo-métalliques contre 13,85% pour les céramo-céramiques (soit un taux de complication estimé à 5 ans de 50% pour les céramo-céramiques à armature zircon, autrement dit une complication concernant un bridge sur deux) (**différence significative** retrouvée)
- pour la fracture de la restauration et la fracture de la céramique cosmétique de revêtement (*chipping*) réparables, l'incidence annuelle a été de 0,95% pour les céramo-métalliques contre 0,52% pour les céramo-céramiques (pas de différence significative)
- pour le taux de bridges perdus pour cause de fracture, l'incidence annuelle a été de 0,05% pour les céramo-métalliques contre 0,97% pour les céramo-céramiques (**différence significative** retrouvée)

Pour les bridges sur implant, les **complications biologiques** des tissus mous sont significativement plus fréquentes sur les bridges à armature **zircon**. Comme pour les bridges sur dent naturelle, le taux de **fracture générale** et de *chipping* (là aussi les complications **les plus fréquentes** pour les deux systèmes) ainsi que le nombre de bridges perdus pour cause de fracture sont **significativement plus élevés** pour les bridges à armature **zircon** sur implant.

Ainsi, comme pour les bridges sur dent naturelle, les bridges **céramo-métalliques** restent **plus sûrs** (« gold standard) et les bridges stratifiés à armature zircon sur implant ne doivent pas être considérés à l'heure actuelle comme une alternative de première intention. Cependant, les conclusions énoncées pour les bridges stratifiés à armature zircon se basent sur très peu d'études et le nombre de bridges inclus n'était pas équivalent dans les deux groupes. Quel que soit le système utilisé, les **bridges sur implants** restent néanmoins des **solutions viables** (taux de survie élevés). Comme pour les bridges sur dent naturelle, la solution **monolithique à base de zircon** semble être une alternative **prometteuse** aux bridges stratifiés céramo-métalliques et céramo-céramiques sur

implants. Cependant il n'y a là encore pour le moment pas d'études cliniques ayant un suivi suffisant (3 ans ou plus) sur cette solution.

	Dent naturelle	Implant
Couronne	→ cm > (gold standard) → alternatives acceptables = leucite, disilicate de lithium et alumine dense	→ cm = cc Avec cc plus esthétique
Bridge	→ cm > (gold standard) → comportement le plus proche = zircone	→ cm > (gold standard)
Zircone monolithique = prometteur		

Figure 52 : Tableau de synthèse sur le choix de matériau pour les couronnes et bridges sur dent naturelle et implant, d'après les résultats énoncés ci-avant (« cm » étant l'abréviation pour céramo-métallique et « cc » pour céramo-céramique)



Figure 53 : Tableau récapitulatif des indications des matériaux céramiques CAD CAM en fonction du type de prothèse selon les recommandations de l'ADA (American Dental Association) [91]

3.4.4 Type de prothèse en fonction du type de céramique

Céramiques	Indications cliniques
Feldspathiques [2,3,8,10]	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Céramique de revêtement pour stratification de restaurations céramo-métalliques et céramo-céramiques stratifiées ➤ Facettes, inlays, onlays, endocouronnes molaires, couronnes antérieures, couronnes postérieures sauf para- et hyper-fonction (version monolithique usinée, à nuancer selon les produits commerciaux) ➤ Sur dent naturelle
Vitrocéramiques renforcées à base de leucite [2,3,4,8,10,25]	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Restaurations tout-céramique ➤ Facettes, inlays, onlays, couronnes antérieures, couronnes postérieures sauf para- et hyper-fonction (version usinée)
Vitrocéramiques renforcées à base de disilicate de lithium [2,3,10,11,12,25]	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Restaurations tout-céramique ➤ Céramique d'infrastructure pour restaurations céramo-céramiques stratifiées ➤ Monolithique ➤ Facettes, inlays, onlays, couronnes antérieures, couronnes postérieures (version usinée) ➤ Bridges de trois éléments en secteur antérieur et secteur prémolaire (version pressée préférable à la version usinée) ➤ Piliers implantaires ➤ Sur dent naturelle et implant
Vitrocéramiques renforcées à base de silicate de lithium et nanocharges de zircon [8,16]	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Facettes, inlays, onlays, couronnes antérieures, couronnes postérieures ➤ Sur dent naturelle et implant
Vitrocéramiques fluoroapatites [3,13]	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Céramique de revêtement pour restaurations céramo-céramique (en particulier pour chapes vitrocéramiques et zircons) ➤ Facettes (version pressée)
Céramiques alumineuses infiltrées de verre [1,2,3,10]	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Céramique d'infrastructure pour restaurations céramo-céramiques stratifiées ➤ Facettes, couronnes antérieures, couronnes postérieures (matériau d'infrastructure, à nuancer selon les produits commerciaux) ➤ Bridges de trois éléments antérieurs et postérieurs (matériau d'infrastructure, à nuancer selon les produits commerciaux)
Alumine dense [1,3]	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Céramique d'infrastructure pour restaurations céramo-céramiques stratifiées ➤ Couronnes antérieures, couronnes postérieures ➤ Bridges de trois éléments (un pontique maximum) en secteur antérieur

<p>Zircone classique (faiblement translucide, type 3Y-TZP) [3,8,10,11,14]</p>	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Céramique d'infrastructure pour restaurations céramo-céramiques stratifiées, en secteur antérieur visible ➤ Monolithique pour restaurations en secteur postérieur et secteur antérieur non visible (face linguale), ou en cas de para- et hyper-fonctions (désordres temporo-mandibulaires et fortes contraintes masticatoires) (version usinée) ➤ (Inlays, onlays), Couronnes antérieures, couronnes postérieures ➤ Bridges jusqu'à cinq éléments, bridges inlay-onlay de trois éléments, bridges cantilevers avec au moins deux piliers dentaires et au maximum un pontique en extension d'une largeur mésio-distale maximale de une prémolaire, bridges collés antérieurs, bridges incurvés avec au maximum quatre pontiques en continuité pour le secteur antérieur et au maximum trois pontiques en continuité entre deux piliers pour le secteur postérieur ➤ Restauration <i>full-arch</i> jusqu'à quatorze éléments (version monolithique) ➤ Piliers implantaires, implants ➤ Sur dent naturelle et implant ➤ Bruxisme (dent antagoniste restaurée), érosion chimique
<p>Zircone moyennement translucide (type 4Y-,5Y- et 6Y-TZP) [16,41]</p>	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Monolithique pour restaurations en secteur postérieur (version usinée)
<p>Zircone hautement translucide (type Y-CSZ) [16,41]</p>	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Monolithique pour restaurations en secteur antérieur jusqu'à la première prémolaire si conditions occlusales favorables (version usinée) ➤ Facettes ➤ Couronnes partielles
<p>RCIP [1,8,19,21,22,42]</p>	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Facettes, inlays, onlays, endocouronnes molaires, couronnes antérieures, couronnes postérieures ➤ Sur dent naturelle et implant ➤ Bruxisme (dent antagoniste naturelle), érosion chimique, restauration économe (sur dent vivante) <p>→ FG-RCIP (gradient fonctionnel) : facettes palatines et vestibulaire, inlays, onlays, <i>tabletops</i>, <i>no prep</i>, mais pas idéal pour des couronnes</p>
<p>Nanocéramiques [3,8,21]</p>	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Facettes, inlays, onlays (restaurations partielles) ➤ Sur dent naturelle ➤ Erosion chimique, restauration économe (sur dent vivante)
<p>Nanocéramiques flexibles [3,21]</p>	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Facettes, inlays, onlays, couronnes antérieures, couronnes postérieures ➤ Sur dent naturelle et implant

Figure 54 : Tableau de synthèse sur le type de prothèse indiqué pour chaque type de céramique (les données sont parfois à nuancer selon les formulations commerciales)

Les **vitrocéramiques renforcées à base de leucite** sont à utiliser uniquement pour des restaurations tout-céramique en raison de leur CDT non compatible avec celui des alliages des chapes des restaurations céramo-métalliques. En raison de leurs propriétés mécaniques inférieures, elles sont à utiliser avec une armature pour les restaurations postérieures. Elles sont désormais de moins en moins utilisées au profit des vitrocéramiques renforcées à base de disilicate de lithium. [25]

Pour la même raison que pour les vitrocéramiques renforcées à base de leucite, **vitrocéramiques renforcées à base de disilicate de lithium** sont réservées aux restaurations tout-céramique. [25] Par rapport aux formulations à base de leucite, les vitrocéramiques à base de disilicate de lithium ont les mêmes indications, étendues aux restaurations sur implant et aux bridges trois éléments en secteur antérieur et secteur prémolaire (seconde prémolaire incluse). Ses indications sont notamment expliquées par ses propriétés mécaniques supérieures, son collage optimal et sa large gamme de translucidités et de teintes permettant de couvrir des dyschromies de diverses sévérités. C'est ainsi une céramique relativement polyvalente.

Pour les céramiques **alumineuses infiltrées** en particulier, les indications sont à nuancer selon le produit commercial concerné. En effet, pour le système VITA In-Ceram®, le **In-Ceram® Spinell** sera utilisable pour des facettes en technique barbotine et des couronnes unitaires antérieures puisqu'elle est plus faible mécaniquement que les autres systèmes In-Ceram® et possède une translucidité importante. Le **In-Ceram® Alumina** sera utilisable pour des couronnes unitaires antérieures et postérieures ainsi que pour des bridges de trois éléments en secteur antérieur puisqu'il est plus résistant mécaniquement que le In-Ceram® Spinell et plus esthétique que le In-Ceram® Zirconia. Le **In-Ceram® Zirconia** sera utilisable pour des couronnes unitaires postérieures puisqu'il est plus opaque que les deux autres systèmes, et utilisable pour des bridges de trois éléments en secteur antérieur et postérieur puisque, étant composé de cristaux d'oxyde de zirconium, il est plus résistant mécaniquement. [2,3]

Les **restaurations céramo-céramiques stratifiées à chape zircone** recouverte d'une couche de céramique cosmétique sont réservées aux cas où la demande esthétique est élevée (restaurations en secteur antérieur). Le risque de *chipping* de la céramique de revêtement est en effet élevé pour ce type de restauration.

Les restaurations à base de **zircone** sont ainsi préférentiellement **monolithiques** lorsque le rendu esthétique n'est pas la priorité, autrement dit pour les restaurations en secteur postérieur ou en secteur antérieur non visible (restaurations de faces linguales). La zircone en utilisation monolithique sera également réservée aux cas de bruxomanie et en cas d'espace prothétique faible lorsque la préparation doit se faire la plus économe possible (cas des érosions chimiques). Certaines formulations sont spécialement indiquées pour les cas de faible espace prothétique, à l'image par exemple de LavaTM Plus High Translucency Zirconia commercialisée par 3M ESPE où une épaisseur céramique de 0,5mm est suffisante. [11].

Afin d'étendre encore les indications des restaurations monolithiques, plusieurs catégories de zircons esthétiques ont été développées. Leur utilisation est différente selon leur rendu esthétique et leurs propriétés mécaniques [41]:

- Zircons **hautement translucides** (type Y-CSZ): utilisées pour le remplacement de l'émail. Elles sont donc indiquées pour des restaurations fines et limitées (facettes, couronnes partielles), ou encore dans des situations où la préparation se doit d'être la plus conservatrice possible (érosion chimique). Leurs propriétés mécaniques plus faibles restreignent néanmoins leur utilisation au secteur antérieur jusqu'à la première prémolaire en cas de conditions occlusales favorables. Il faudra faire attention car trop de translucidité n'est pas souhaitable (aspect gris des restaurations). Par ailleurs, les restaurations dans de tels matériaux peuvent être affectées par un substrat dyschromié et la teinte de l'agent d'assemblage. Pour ces zircons,

- l'épaisseur de restauration et la teinte de l'agent d'assemblage auront donc une grande importance sur le rendu esthétique final de la restauration ;
- Zircons **moyennement translucides** (type 4Y-, 5Y- et 6Y- TZP) : utilisées pour le remplacement de la dentine mais pas pour le remplacement de l'émail. Elles sont donc réservées au secteur postérieur en utilisation monolithique puisqu'elles sont trop opaques pour être utilisées seules en secteur antérieur ;
 - Zircons **faiblement translucides** (type 3Y-TZP): à utiliser comme matériau d'infrastructure pour le remplacement de la dentine. Leur haute opacité est particulièrement indiquée pour masquer un support dyschromié (dent, tenon ou moignon métallique).

Les études cliniques concernant ces nouvelles céramiques restent à l'heure actuelle trop rares pour pouvoir établir un taux de survie.

Les restaurations *full-arch* en zircone monolithique sur dent naturelle et sur implant semblent avoir de bons résultats à court et moyen terme (taux de succès de 94,8% à 3 ans [99] bien qu'une autre étude ait démontré un taux de complication de 27,6 et 30,5% à 5 ans respectivement pour les bridges *full-arch* sur dent naturelle et sur implant [100]). Davantage de complications ont été relevées pour la version stratifiée de ces bridges. Même si les bridges *full-arch* semblent prometteurs à court et moyen terme, il est important de bien en peser les indications et des études à plus long terme restent nécessaires. [11].

Du fait des caractéristiques mécaniques intéressantes de la zircone, l'oxyde de zirconium est désormais souvent incorporé dans la formulation des matériaux contemporains. Parmi les nouvelles céramiques à base de zircone, on retrouve alors :

- ❖ les **vitrocéramiques renforcées au silicate de lithium et nanocharges de zircone (ZTLS)** sont les céramiques à base de zircone ayant le meilleur rendu esthétique, mais sa résistance à la flexion relativement basse l'indique plutôt pour les restaurations unitaires;
- ❖ les **TZP** (*tetragonal zirconia polycrystal*) et les **PSZ** (*partially stabilized zirconia*) sont les céramiques à base de zircone présentant les meilleures propriétés mécaniques, en particulier les TZP. Elles sont cependant sujettes à la dégradation hydrothermale, bien que ce processus puisse être réduit pour les TZP par l'utilisation de particules céramiques très fines. Par ailleurs, ces céramiques sont davantage opaques par rapport aux CSZ (*cubic stabilized zirconia*), en particulier les TZP qui ont une biréfringence plus élevée, ce qui limite leur utilisation monolithique en secteur esthétique;
- ❖ les **CSZ** présentent de meilleures propriétés esthétiques que les TZP et PSZ. Sa résistance mécanique (résistance à la flexion, résistance à la propagation des fissures, résistance à la fracture) est cependant largement réduite en comparaison du fait de l'absence de capacité au renforcement par changement de phase (tétraogonal → monoclinique). Néanmoins, la résistance mécanique des CSZ reste tout de même plus élevée que les vitrocéramiques renforcées au disilicate de lithium et les céramiques feldspathiques. Ainsi, les CSZ constituent un compromis entre esthétique et résistance mécanique. Elles peuvent être utilisées lorsque la demande esthétique est plus importante que les propriétés mécaniques et doivent être réservées au secteur antérieur (jusqu'à la première prémolaire) lorsque la charge occlusale est de faible intensité [16].

Les **céramiques résineuses** quant à elles sont intéressantes pour les restaurations sur dents vivantes ou encore en cas d'érosions chimiques où la préparation doit être économe. Les **nanocéramiques** sont moins résistantes mécaniquement (faible résistance à la flexion, forte résilience) par rapport aux RCIP du fait de leur composition (particules céramiques dispersées dans un réseau polymère pour les nanocéramiques, contre deux réseaux interpénétrés pour les RCIP). Ainsi les **RCIP**, par rapport aux nanocéramiques, voient leurs indications étendues aux couronnes périphériques totales, aussi bien sur dent naturelle que sur implant. Par ailleurs, en raison de leur bonne résistance mécanique, de leur capacité d'amortissement permise par un module d'élasticité

bas, et de leur faible abrasivité de l'antagoniste naturel, les RCIP sont également des matériaux intéressants pour les cas de bruxisme où les dents antagonistes sont restées naturelles et ne comportent pas de restauration. [42] Ce sont des matériaux recommandés pour les restaurations sur implant du fait de leur faible résistance à la flexion, leur forte résilience et la présence d'un réseau polymère. Ces caractéristiques les rendent ainsi plus souples, leur permettant d'absorber une partie des contraintes occlusales appliquées sur la restauration à la manière du ligament alvéolo-dentaire absent pour les restaurations sur implant. [3]. Les **RCIP à gradient fonctionnel** ne sont pas idéaux pour la réalisation de couronnes car leur gradient n'est qu'à une dimension. Ils sont donc à préférer pour des restaurations partielles plates type facettes, inlays et onlays [19].

CONCLUSION

Les matériaux céramiques connaissent depuis quelques années un important essor et permettent aujourd'hui de répondre à quasiment toutes les situations cliniques par une solution complètement céramique.

Par rapport aux restaurations céramo-métalliques considérées depuis le début comme le *gold standard* en prothèse fixée, le développement de la technique **monolithique** permet de produire des restaurations tout céramique plus économes en tissus dentaires tout en garantissant un rendu esthétique supérieur. En effet, ces restaurations permettent une translucidité plus proche des dents naturelles et évite l'apparition de liserai métallique au fil du vieillissement. Par ailleurs, le problème de *chipping* n'a plus lieu d'être puisqu'il n'y a plus de couche de céramique cosmétique.

Pour ce qui est des différentes catégories de céramiques, les **vitrocéramiques à base de disilicate de lithium** sont des céramiques très polyvalentes et donc importantes en odontologie prothétique du fait de leur résistance mécanique développée et de leur excellent rendu esthétique. Néanmoins, l'avenir semble se tourner vers les **céramiques à base d'oxyde de zirconium** pour lesquelles de nombreuses innovations sont à l'œuvre. Ainsi les restaurations **monolithiques à base de zircone** se font plus courantes et constituent une alternative prometteuse aux restaurations céramo-métalliques. Le développement de **zircons translucides** plus esthétiques viennent, quant à elles, répondre à un inconvénient souvent reproché aux zircons traditionnelles, à savoir des propriétés esthétiques insuffisantes liées à une opacité trop élevée. Elles étendent ainsi le champ d'application des zircons au secteur antérieur. Les céramiques hybrides résineuses, et tout particulièrement les **RCIP**, sont également des matériaux prometteurs puisqu'elles permettent de coupler les avantages des résines composites et des céramiques conventionnelles et disposent de propriétés mécaniques et esthétiques intéressantes. Leur utilisation concernera pour leur part les restaurations partielles.

Parmi cette large gamme de céramiques, le choix du matériau le plus adapté à la situation clinique devient une décision complexe. Si elle doit reposer sur une bonne connaissance des propriétés mécaniques et esthétiques de chaque type de céramique, 4 paramètres cliniques essentiels sont également à prendre en compte :

- L'**espace prothétique disponible** : une solution monolithique usinée ou en RCIP est moins délabrante et convient mieux en cas d'espace prothétique réduit (cas de bruxisme, érosion chimique sévère, édentement ancien non restauré accompagné d'une égression de la dent antagoniste, dent vitale avec proximité de la pulpe dentaire);
- Le **résultat esthétique attendu** (niveau de la demande et de l'attente esthétique, aspect des dents adjacentes et antagonistes, couleur et nature du substrat sous-jacent) : une restauration en secteur antérieur nécessitera l'utilisation de zircone (hautement) translucide ou de vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium ; une forte demande esthétique nécessitera une restauration céramo-céramique avec stratification de céramique de revêtement ; en cas de restauration adjacente céramo-métallique ce même type de montage sera utilisé pour la dent à restaurer ; un substrat dyschromié nécessitera, quant à lui, l'utilisation d'une céramique plus opaque (zircone conventionnelle) ou le recours à une restauration céramo-céramique à armature zircone associé ou non à l'utilisation d'un agent d'assemblage opaque et blanc;
- Les **possibilités d'assemblage** disponibles (scellement ou collage, restauration monolithique usinée ou céramo-céramique avec stratification de la céramique de revêtement, restauration tout céramique ou céramo-métallique) : les situations où un collage est impératif (restauration partielle, restauration pelliculaire, fissures du substrat dentaire, substrat dentaire fragile, demande esthétique) nécessiteront l'utilisation de céramiques

vitreuses ou hybrides ; tous les types de céramiques sont désormais disponibles en version usinable tandis que le montage de la céramique de revêtement peut également se faire par stratification de céramique feldspathique ; les restaurations céramo-céramiques seront constituées d'une armature zircone ou vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium tandis que la céramique utilisée pour le revêtement d'armatures céramiques ou métalliques correspondra à de la céramique feldspathique;

- La **résistance mécanique nécessaire** (secteur et étendue de la restauration, fonction occlusale favorable ou excessive, état de délabrement de la dent à reconstituer et du reste des arcades dentaires) : en secteur postérieur et pour toute situation où les forces occlusales sont élevées le monolithique doit devenir la règle ; en cas de para- et d'hyperfonction (bruxisme) la zircone et les RCIP semblent être de bons candidats ; des restaurations de longue portée (notamment des bridges) nécessiteront davantage l'utilisation de zircone sous forme monolithique.

En dépit des nombreuses avancées faites dans ce domaine, la céramique idéale qui répondrait à l'ensemble des situations cliniques n'existe pas à ce jour. Par ailleurs, pour certaines indications (bruxomanie, bridge collé ou en extension), les données scientifiques et le recul clinique restent insuffisants pour recommander définitivement le recours à une solution tout céramique. Dans ces cas, l'utilisation de ce type de restauration doit donc restée prudente en attendant d'obtenir le matériau adapté.

BIBLIOGRAPHIE

1. Christoph Hämmerle, Irena Sailer, Andrea Thoma,... [et al.]; avec la collaboration de B. Annen, G. Benic, A. Fehér,... [et al.]. Les céramiques dentaires en pratique clinique. Paris: Quintessence International; 2009.
2. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NRFA. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am.* avr 2011;55(2):333-52, ix.
3. Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C, Grozdanov A. Contemporary dental ceramic materials, a review: chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. *Open Access Maced J Med Sci.* sept 2018;6(9):1742-55.
4. Dejou J. Les céramiques [Internet]. 2010 [cité 18 mars 2020]. Disponible sur : <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap17/site/html/cours.pdf>
5. The Glossary of Prosthodontic Terms. *J Prosthet Dent.* mai 2017;117(5):C1-e105.
6. Gracis S, Thompson V, Ferencz J, Silva N, Bonfante E. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont.* mai 2016;28(3):227-35.
7. Etienne O, Hajto J. Les matériaux céramique en « prothèse sans métal ». *Cah Prothèse.* 2011;(155):5-13.
8. Walter B. Prothèse fixée : approche clinique. Collection JPIO. Malakoff: Éditions CdP; 2016.
9. Belli R, Wendler M, Ligny D de, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent Mater.* janv 2017;33(1):84-98.
10. Etienne O. Restaurations esthétiques en céramique collée. Collection JPIO. Malakoff: Éditions CdP; 2016.
11. Zarone F, Di Mauro MI, Ausiello P, Ruggiero G, Sorrentino R. Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. *BMC Oral Health.* 2019;19(1):134.
12. Willard A, Gabriel Chu T-M. The science and application of IPS e.max dental ceramic. *Kaohsiung J Med Sci.* avr 2018;34(4):238-42.
13. Ivoclar Vivadent. IPS e.max ZirPress scientific documentation [Internet]. 2009 [cite 28 mai 2020]. Disponible sur : <https://www.ivoclarvivadent.fr/fr/productcategories/ips-emax-zirpress>
14. Ivoclar Vivadent. IPS e.max ZirCAD scientific documentation [Internet]. Disponible sur : <https://www.ivoclarvivadent.fr/fr/p/tous/produits/blocscadcampourlecabinetdentaire/ips-emax-systeme-cabinet-dentaire/preparation>

15. Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *J Am Ceram Soc.* 2000;83(3):461-87.
16. Shahmiri R, Standard OC, Hart JN, Sorrell CC. Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *J Prosthet Dent.* janv 2018;119(1):36-46.
17. Coric, D.; Majić Renjo, M.; Ćurkovic, L. Vickers indentation fracture toughness of Y-TZP dental ceramics. *Int. J. Refract. Met. Hard Mater.* 2016;64:14–19.
18. Ban S. Chemical durability of high translucent dental zirconia. *Dent Mater J.* janv 2020;39(1):12-23.
19. Eldafrawy M, Nguyen JF, Mainjot AK, Sadoun MJ. A Functionally graded PICN material for biomimetic CAD-CAM blocks. *J Dent Res.* 2018;97(12):1324-30.
20. VITA. VITA Enamic® Le concept [Internet]. 2012 [cité 4 nov 2020]. Disponible sur : <https://www.vita-zahnfabrik.com/fr/VITA-ENAMIC-24971,27568.html>
21. Spitznagel FA, Boldt J, Gierthmuehlen PC. CAD/CAM ceramic restorative materials for natural teeth. *J Dent Res.* 2018;97(10):1082-91.
22. Facenda JC, Borba M, Corazza PH. A literature review on the new polymer-infiltrated ceramic-network material (PICN). *J Esthet Restor Dent.* 2018;30(4):281-6.
23. Aboushelib MN, Elsafi MH. Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue. *Dent Mater.* 1 avr 2016;32(4):529-34.
24. Lasserre J-F., Pham Van Viet, Chevallier J-M. Restaurations céramiques du secteur antérieur : évolution et révolution dans les concepts. *Stratégie Prothétique.* Sept 2005; 5(4):247-260
25. Helfer M. Etude des matériaux de reconstruction prothétique odontologique en salive artificielle [Internet] [Thèse d'exercice]. Université de Lorraine; 2012 [cité 15 juin 2020]. Disponible sur : <https://hal.univ-lorraine.fr/tel-01749870/document>
26. CTTC. Propriétés et usages de céramiques [Internet]. 2016 [cité 15 juin 2020]. Disponible sur : <https://www.cttc.fr/ressources/sciences-des-materiaux/>
27. Université Laval. La déformation des roches [Internet]. 2020 [cité 21 oct 2020]. Disponible sur : <http://www2.ggl.ulaval.ca/personnel/bourque/s1/deform.html>
28. SICT. Les propriétés [Internet]. [cité 22 juill 2020]. Disponible sur: <https://ceramique-technique.com/proprietes>
29. Gregoire G, Grosogeat B. Alliages dentaires [Internet].2010 [cité 14 avr 2020]. Disponible sur: <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap15/site/html/cours.pdf>
30. Vianna ALS de V, Prado CJ do, Bicalho AA, Pereira RA da S, Neves FD das, Soares CJ. Effect of cavity preparation design and ceramic type on the stress distribution, strain and fracture resistance of CAD/CAM onlays in molars. *J Appl Oral Sci.* 2018;26:e20180004.

31. Raskin A. Les résines composites [Internet]. 2010 [20 juill 2020]. Disponible sur : <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap10/site/html/cours.pdf>
32. Lin W-S, Ercoli C, Feng C, Morton D. The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. *J Prosthodont.* juill 2012;21(5):353-62.
33. Oh W, DeLong R, Anusavice KJ. Factors affecting enamel and ceramic wear: a literature review. *J Prosthet Dent.* avr 2002;87(4):451-9.
34. Stawarczyk B, Özcan M, Schmutz F, Trottmann A, Roos M, Hämmerle CHF. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontol Scand.* janv 2013;71(1):102-12.
35. Colon P, Bolla M, Leforestier E. Cahier des charges des matériaux de restauration utilisés en technique directe [Internet]. 2010 [cité 23 juill 2020]. Disponible sur : <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap8/site/html/cours.pdf>
36. Berteretche MV. Esthétique en odontologie. Collection JPIO. Paris: Éditions CdP; 2014.
37. Millet P, Weiss P. Propriétés physiques des matériaux dentaires [Internet]. 2010 [cité 22 oct 2019]. Disponible sur : <http://41.188.65.217/UNF3Smiroir/campus-numeriques/odontologie/enseignement/chap5/site/html/3.html>
38. Vichi A, Louca C, Corciolani G, Ferrari M. Color related to ceramic and zirconia restorations: a review. *Dent Mater.* janv 2011;27(1):97-108.
39. e-Planets. Interactions rayonnement matière [Internet]. 2020 [cité 21 oct 2020]. Disponible sur : <http://eplanets.univ-lyon1.fr/notions-scientifiques/teledetection-hyperspectrale/interactions-rayonnement-matiere/>
40. UVED. Les propriétés optiques [Internet]. 2020 [21 oct 2020]. Disponible sur : http://stockage.univ-valenciennes.fr/EcoPEM/BoiteA/co/A_4_C_3.html
41. Manziuc M, Gasparik C, Negucioiu M, Constantiniuc M, Alexandru B, Vlas I, et al. Optical properties of translucent zirconia: a review of the literature. *EuroBiotech J.* janv 2019;3:45-51.
42. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent.* juin 2015;113(6):534-40.
43. Helvey G. Classification of dental ceramics. *Inside Dent.* avr 2013;9(4):62-76.
44. Mopkar M, Aras MA, Chitre V, Mysore A, Coutinho I, Rajagopal P. Factors affecting shade of all ceramic restorations - A literature review. *J Dent App.* 2018;5(2):417-424.
45. Conreaux C. La liaison céramo-céramique tiendra-t-elle ses promesses? [Internet] [Thèse d'exercice]. Université Nancy I – Henri Poincaré; 2011 [cité 10 oct 2020]. Disponible sur : <https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01738752/document>

46. Kirmali O, Kapdan A, Kustarci A, Er K. Veneer ceramic to Y-TZP bonding: comparison of different surface treatments. *J Prosthodont.* juin 2016;25(4):324-9.
47. Nikzadjamrani S, Zarrati S, Rostamzadeh M. Microtensile bond strength between zirconia core and veneering porcelain after different surface treatments. *J Dent (Tehran).* nov 2017;14(6):303-12.
48. Lohbauer U, Scherrer SS, Della Bona A, Tholey M, van Noort R, Vichi A, et al. ADM guidance-Ceramics: all-ceramic multilayer interfaces in dentistry. *Dent Mater.* 2017;33(6):585-98.
49. Rodrigues C da S, Aurélio IL, Kaizer M da R, Zhang Y, May LG. Do thermal treatments affect the mechanical behavior of porcelain-veneered zirconia? A systematic review and meta-analysis. *Dent Mater.* mai 2019;35(5):807-17.
50. de Baat C, Witter DJ, Meijers CCA. J, Vergoossen ELM, Creugers NHJ. Loading and strength of single- and multi-unit fixed dental prostheses 2. Strength. *Ned Tijdschr Tandheelkd.* mai 2014;121(5):289-98.
51. VITA. VITA Enamic® Mode d'emploi [Internet]. 2017 [cité 20 sept 2020]. Disponible sur : http://data.dt-shop.com/fileadmin/media/ga/08478_ga_fra.pdf
52. 3M ESPE. Lava™ Ultimate inlay/onlay – Guide d'utilisation étape par étape [Internet]. 2015 [cité 20 sept 2020]. Disponible sur : <https://multimedia.3m.com/mws/media/1100389O/lava-ultimate-inlay-and-onlay-step-by-step-guide.pdf>
53. Hernandez DKL, Arrais CAG, Lima E de, Cesar PF, Rodrigues JA. Influence of resin cement shade on the color and translucency of ceramic veneers. *J Appl Oral Sci.* août 2016;24(4):391-6.
54. Ivoclar Vivadent. Guide de préparation tout-céramique au cabinet dentaire [Internet]. Disponible sur : <https://www.ivoclarvivadent.fr/fr/p/tous/produits/tout-ceramique/ips-emax-systeme-prothesistes-dentaires/ips-emax-press>
55. Oyar P, Durkan R. Effect of cavity design on the fracture resistance of zirconia onlay ceramics. *Niger J Clin Pract.* janv 2018;21(6):687.
56. Harsha MS, Praffulla M, Babu MR, Leneena G, Krishna TS, Divya G. The effect of cavity design on fracture resistance and failure pattern in monolithic zirconia partial coverage restorations - An in vitro study. *J Clin Diagn Res.* mai 2017;11(5):ZC45-8.
57. Saridag S, Sevimay M, Pekkan G. Fracture resistance of teeth restored with all-ceramic inlays and onlays: an in vitro study. *Oper Dent.* déc 2013;38(6):626-34.
58. Cubas GB de A, Habekost L, Camacho GB, Pereira-Cenci T. Fracture resistance of premolars restored with inlay and onlay ceramic restorations and luted with two different agents. *J Prosthodont Res.* janv 2011;55(1):53-9.
59. Nahmias F. Évaluation des prothèses plurales en extension (bridges cantilever) et des prothèses plurales collées (bridges collés) - Rapport de la Haute Autorité de Santé. Paris :

HAS, 2016:112.

60. Bacchi A, Boccardi S, Alessandretti R, Pereira GKR. Substrate masking ability of bilayer and monolithic ceramics used for complete crowns and the effect of association with an opaque resin-based luting agent. *J Prosthodont Res.* juill 2019;63(3):321-6.
61. Chaiyabutr Y, Kois JC, LeBeau D, Nunokawa G. Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. *J Prosthet Dent.* févr 2011;105(2):83-90.
62. Xu B, Chen X, Li R, Wang Y, Li Q. Agreement of try-in pastes and the corresponding luting composites on the final color of ceramic veneers. *J Prosthodont.* juin 2014;23(4):308-12.
63. Perroni AP, Amaral C, Kaizer MR, Moraes RRD, Boscato N. Shade of resin-based luting agents and final color of porcelain veneers. *J Esthet Restor Dent.* 2016;28(5):295-303.
64. Niu E, Agustin M, Douglas RD. Color match of machinable lithium disilicate ceramics: Effects of cement color and thickness. *J Prosthet Dent.* janv 2014;111(1):42-50.
65. Lee S-M, Choi Y-S. Effect of ceramic material and resin cement systems on the color stability of laminate veneers after accelerated aging. *J Prosthet Dent.* juill 2018;120(1):99-106.
66. Karaokutan I, Yilmaz Savas T, Aykent F, Ozdere E. Color stability of CAD/CAM fabricated inlays after accelerated artificial aging. *J Prosthodont.* août 2016;25(6):472-7.
67. Marchionatti AME, Wandscher VF, May MM, Bottino MA, May LG. Color stability of ceramic laminate veneers cemented with light-polymerizing and dual-polymerizing luting agent: a split-mouth randomized clinical trial. *J Prosthet Dent.* nov 2017;118(5):604-10.
68. Kanat-Ertürk B. Color stability of CAD/CAM ceramics prepared with different surface finishing procedures. *J Prosthodont.* févr 2020;29(2):166-72.
69. Kurt M, Turhan Bal B. Effects of accelerated artificial aging on the translucency and color stability of monolithic ceramics with different surface treatments. *J Prosthet Dent.* avr 2019;121(4):712.e1-712.e8.
70. Kilinc H, Turgut S. Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* juill 2018;120(1):107-13.
71. Schürmann MG, Olms C. Shade stability of polymer-infiltrated and resin nano ceramics. *Open Dent J.* 2018;12:791-800.
72. Chi WJ, Browning W, Looney S, Mackert JR, Windhorn RJ, Rueggeberg F. Resistance to abrasion of extrinsic porcelain esthetic characterization techniques. *US Army Med Dep J.* sept 2017;(2-17):71-9.
73. Yves Tolila. Comment transmettre la teinte [Internet]. 2008 [cité 2 nov 2020]. Disponible sur : <https://www.dentalespace.com/praticien/formationcontinue/comment-transmettre-teinte/#>

74. Greta D, Gasparik C, Colosi H, Dudea D. Color matching of full ceramic versus metal-ceramic crowns -a spectrophotometric study. *Med Pharm Rep.* janv 2020;93(1):89-96.
75. Alghazali N, Moaleem M, Alamri S, Aldosari AA, Preston A, Smith P, et al. The effect of try-in paste and resin cement shade on colour properties of dental veneers. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* août 2018;26(3):144-51.
76. Ghodsi S, Jafarian Z. A Review on translucent zirconia. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* mai 2018;26(2):62-74.
77. Dong XD, Wang HR, Darvell BW, Lo SH. Effect of stiffness of cement on stress distribution in ceramic crowns. *Chin J Dent Res.* 2016;19(4):217-23.
78. Vargas MA, Bergeron C, Diaz-Arnold A. Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *J Am Dent Assoc.* avr 2011;142 (Suppl 2):20S-4S.
79. Tzanakakis E-GC, Tzoutzas IG, Koidis PT. Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *J Prosthet Dent.* janv 2016;115(1):9-19.
80. Bunek SS, Powers JM. Crown and bridge cements: clinical applications. *Dent Today.* déc 2012;31(12):40, 42, 44-5; quiz 46-7.
81. Ivoclar Vivadent. Scellement/Collage [Internet]. 2020 [cité 17 oct 2020]. Disponible sur : <https://www.ivoclarvivadent.fr/fr/p/tous/produits/collage-scellement/>
82. Fron H, Tirlet G, Attal JP. Les silanes : mieux les connaître pour mieux les utiliser. *Info Dent.* 2009;91(20):2-7.
83. Scaminaci Russo D, Cinelli F, Sarti C, Giachetti L. Adhesion to Zirconia: A Systematic Review of Current Conditioning Methods and Bonding Materials. *Dent J (Basel).* août 2019;7(3):74.
84. Thammajaruk P, Inokoshi M, Chong S, Guazzato M. Bonding of composite cements to zirconia: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *J Mech Behav Biomed Mater.* avr 2018;80:258-268.
85. Smart Dentin Grinder. Ingénierie osseuse [Internet]. 2015 [cité 31 oct 2020]. Disponible sur : <https://docplayer.fr/9619298-Ingenierie-osseuse-smart-dentin-grinder-smart-dentin-grinder.html>
86. Labocast. Guide de préparation pour restaurations tout céramique et guide d'assemblage pour prothèses conjointes [Internet]. 2020 [cité 31 oct 2020]. Disponible sur : https://www.labocast.fr/outils/#outils_fiches_cliniques
87. El-Mowafy O, El-Aawar N, El-Mowafy N. Porcelain veneers: an update. *Dent Med Probl.* juin 2018;55(2):207-11.
88. Morimoto S, Albanesi RB, Sesma N, Agra CM, Braga MM. Main clinical outcomes of feldspathic porcelain and glass-ceramic laminate veneers: a systematic review and meta-analysis of survival and complication rates. *Int J Prosthodont.* févr 2016;29(1):38-49.

89. Dentsply Sirona. Celtra®Duo Directions for use [Internet]. 2018 [cité 5 sept 2020].
Disponible sur : https://www.dentsplysirona.com/content/dam/dentsply/pim/manufacture/Prosthetics/Fixed/High_strength_glass_ceramic/Celtra_Duo/Celtra%20Duo_DFU.pdf
90. 3M ESPE. Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative for CEREC® [Internet]. 2015 [cité 31 oct 2020]. Disponible sur : <https://multimedia.3m.com/mws/media/7561670/3m-lava-ultimate-cad-cam-restorative-for-cerec-the-edge-you-need.pdf>
91. ADA. Which ceramic CAD/CAM should I use ? [Internet]. 2017 [cité 20 sept 2020].
Disponible sur : <https://newdentistblog.ada.org/which-ceramic-cadcam-should-i-use/>
92. Dartora G, Rocha Pereira GK, Varella de Carvalho R, Zucuni CP, Valandro LF, Cesar PF, et al. Comparison of endocrowns made of lithium disilicate glass-ceramic or polymer-infiltrated ceramic networks and direct composite resin restorations: fatigue performance and stress distribution. *J Mech Behav Biomed Mater.* déc 2019;100:103401.
93. Govare N, Contrepois M. Endocrowns: a systematic review. *J Prosthet Dent.* mars 2020;123(3):411-418.e9.
94. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: single crowns (SCs). *Dent Mater.* juin 2015;31(6):603-23.
95. Pjetursson BE, Valente NA, Strasding M, Zwahlen M, Liu S, Sailer I. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic single crowns. *Clin Oral Implants Res.* oct 2018;29 (Suppl 16):199-214.
96. Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: multiple-unit FDPs. *Dent Mater.* juin 2015;31(6):624-39.
97. Miettinen M, Millar BJ. A review of the success and failure characteristics of resin-bonded bridges. *Br Dent J.* 2013;215(2):e3.
98. Sailer I, Strasding M, Valente NA, Zwahlen M, Liu S, Pjetursson BE. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res.* oct 2018;29 (Suppl 16):184-98.
99. Venezia P, Torsello F, Cavalcanti R, D'Amato S. Retrospective analysis of 26 complete-arch implant supported monolithic zirconia prostheses with feldspathic porcelain veneering limited to the facial surface. *J Prosthet Dent.* 2015;114(4):506–12.
100. Le M, Papia E, Larsson C. The clinical success of tooth- and implant supported zirconia-based fixed dental prostheses. A systematic review. *J Oral Rehabil.* 2015;42(6):467–80.

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1 : Représentation schématique du processus de frittage [4]	13
Figure 2 : Schéma de la microstructure des différentes familles de céramiques [7]	16
Figure 3 : Microstructure des céramiques feldspathiques (Vitablocs Mark II) obtenue par microscopie électronique à balayage [9].....	18
Figure 4 : Microstructure des vitrocéramiques à base de leucite (Empress CAD) obtenue par microscopie électronique à balayage [9].....	20
Figure 5 : Microstructure des vitrocéramiques à base de disilicate de lithium (e.max CAD) obtenue par microscopie électronique à balayage [9]	21
Figure 6 : Représentation schématique des différentes formes cristallographiques de l'oxyde de zirconium [15]	26
Figure 7 : Diagramme de phase du système ZrO ₂ -Y ₂ O ₃ [16].....	26
Figure 8 : Micrographie du 3Y-TZP et représentation schématique [14].....	27
Figure 9 : Micrographie du 4Y- et 5Y-TZP et représentation schématique [14]	28
Figure 10 : Evolution et caractéristiques des différents types de zircons dentaires [14]	28
Figure 11 : Schéma du processus de durcissement par transformation de phase de la zircone [17]	29
Figure 12 : Schéma du processus de dégradation hydrothermale de la zircone [14].....	30
Figure 13 : Structure des RCIP, exemple de l'Enamic® [20]	33
Figure 14 : Microstructure des nanocéramiques (Lava™ Ultimate) et céramiques infiltrées par réseau polymère (VITA Enamic®) obtenue par microscopie électronique à balayage [9, 23]	35
Figure 15 : Classification des matériaux céramiques selon leur nature chimique, leur procédé de mise en forme, leurs propriétés mécaniques et esthétiques et leur aptitude au collage [24].....	36
Figure 16 - Relation entre la contrainte appliquée et la déformation subie par un matériau [27]	39
Figure 17 : Schéma des types d'interactions d'un rayonnement lumineux avec l'environnement [39].....	52
Figure 18 : Schéma des types de milieux selon leur comportement face à la lumière [40].....	52
Figure 19 : Appréciation clinique de la luminosité, saturation et teinte d'une dent naturelle [36]	53
Figure 20 : Représentation de l'espace colorimétrique CIE L*a*b et de la "banane chromatique dentaire" [36]	53
Figure 21 : Schéma de la préparation d'inlays et onlays céramiques en IPS e.max® [54].....	61
Figure 22 : Schéma de la préparation de couronnes postérieures céramiques en IPS e.max® [54].....	61
Figure 23 : Schéma de la préparation de couronnes postérieures céramiques en IPS e.max® scellées [54] ..	61
Figure 24 : Schéma de la préparation de couronnes antérieures céramiques en IPS e.max® [54].....	62
Figure 25 : Schéma de la préparation de bridges trois éléments postérieurs céramiques en IPS e.max® [54]	62
Figure 26 : Schéma de la préparation de bridges trois éléments antérieurs céramiques en IPS e.max® [54].	63
Figure 27 : Schéma des différentes préparations envisageables pour des inlays onlays	64
Figure 28 : Schéma des différentes formes de connexions de bridge [50]	65
Figure 29 : Représentation graphique de la différence de couleur (ΔE_{00}) entre différents types de céramiques, selon qu'elles sont utilisées seules ou associées à un agent d'assemblage opaque (OLA), dans le cas d'un substrat d'une dyschromie de teinte A3,5 [60].....	67
Figure 30 : Représentation graphique de la différence de couleur (ΔE_{00}) entre différents types de céramiques, selon qu'elles sont utilisées seules ou associées à un agent d'assemblage opaque (OLA), dans le cas d'un substrat d'une dyschromie de teinte C4 [60]	68
Figure 31 : Représentation graphique de la différence de couleur (ΔE_{00}) entre différents types de céramiques, selon qu'elles sont utilisées seules ou associées à un agent d'assemblage opaque (OLA), dans le cas d'un substrat métallique [60]	68
Figure 32 : Variation de la couleur de différents matériaux dentaires (CAD-Temp composite usinable, Mark II céramique feldspathique, VITA Enamic PICN, Lava Ultimate nanocéramique) immergés dans différentes solutions (DW eau distillée, CO café, CC coca-cola, RW vin rouge) pendant 14 jours [71].....	71

Figure 33 : Représentation graphique de la différence de couleur (ΔE) de différents matériaux (CT = CAD-Temp composite usinable, M = Mark II céramique feldspathique, VE = VITA Enamic PICN, LU = Lava Ultimate nanocéramique) immergés dans de l'eau distillée pendant 14 jours [71].....	71
Figure 34 : Représentation graphique des différences de couleur enregistrées au cours du vieillissement selon le type de polymérisation de l'agent d'assemblage [67]	72
Figure 35 : Observation au microscope électronique des différents états de surface du disilicate de lithium avant et après vieillissement [69]	73
Figure 36 : Observation au microscope électronique des différents états de surface de la zircone avant et après vieillissement [69].....	73
Figure 37 : Teintier VITA Classical®.....	75
Figure 38 : Technique de relevé de la teinte avec le teintier VITA Toothguide 3D-MASTER® [36]	76
Figure 39 : Teintier VITA Linearguide 3D-MASTER®.....	76
Figure 40 : Teintier IPS® Natural Die Material.....	77
Figure 41 : Restauration dento-gingivale faite à partir d'IPS e.max ZirPress et d'IPS e.max ZirPress Gingiva, obtenue après maquillage et glaçage [13].....	78
Figure 42 : Rendu esthétique de restaurations en zircone translucide (LT) et hautement translucide (HT) sur substrat dyschromié [14]	80
Figure 43 : Schéma de la liaison chimique du silane à la résine composite et à la céramique [82]	83
Figure 44 : Principe de la tribochimie [85].....	83
Figure 45 : Les différents traitements de surface de la zircone avant collage [79]	84
Figure 46 : Observation au microscope électronique à balayage (I)x100 ; II)x1000) des surfaces préparées de différentes céramiques hybrides en vu de leur collage [21]	86
Figure 47 : Types de fracture du complexe dent/restauration [30].....	87
Figure 48 : Facettes 13-11-21-22-23 et couronne 12 monolithiques en disilicate de lithium (e.max®)[87] ..	88
Figure 49 : Facettes 43 à 33 monolithiques en zircone hautement translucide 5Y-TZP [21]	89
Figure 50 : Inlay en LavaTM Ultimate [90].....	91
Figure 51 : Modes de fracture de systèmes dent/onlay [56].....	91
Figure 52 : Tableau de synthèse sur le choix de matériau pour les couronnes et bridges sur dent naturelle et implant.....	100
Figure 53 : Tableau récapitulatif des indications des matériaux céramiques CAD CAM en fonction du type de prothèse selon les recommandations de l'ADA (<i>American Dental Association</i>) [91]	100
Figure 54 : Tableau de synthèse sur le type de prothèse indiqué pour chaque type de céramique.....	102

TABLE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Tableau des valeurs des modules de Young des tissus et matériaux dentaires.....	40
Tableau 2 : Tableau des valeurs de la résistance à la compression des tissus et matériaux dentaires	42
Tableau 3 : Tableau des valeurs de la résistance à la flexion des tissus et matériaux dentaires	43
Tableau 4 : Tableau des valeurs de la ténacité des tissus et matériaux dentaires	44
Tableau 5 : Tableau des valeurs de la dureté des tissus et matériaux dentaires	46
Tableau 6 : Tableau des valeurs du coefficient de dilatation thermique des tissus et matériaux dentaires	50
Tableau 7 : Tableau des valeurs de température de fusion des matériaux dentaires	51
Tableau 8 : Tableau des propriétés optiques des tissus et matériaux dentaires	56

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

Vu le Président du Jury,

Vu et permis d'imprimer

Vu le Doyen,

Pr Bernard GIUMELLI

GREGUS (Laurence). - Critères de choix des céramiques dentaires en fonction des situations cliniques. - 62 f.; ill. ; tabl. ; 100 ref. ; 30 cm. – (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2020).

RESUME :

Alors que l'Odontologie actuelle tend à être plus conservatrice, esthétique et biocompatible et au vue des propriétés mécaniques et esthétiques qu'offrent ces matériaux, les céramiques dentaires connaissent un essor important, diminuant les indications des restaurations céramo-métalliques. Une nouvelle classification est donc apparue avec la mise au point de céramiques à matrice résineuse. La famille des céramiques à base d'oxydes de zirconium tend à s'agrandir, venant pallier l'opacité trop importante des zircons conventionnelles. Les vitrocéramiques, et notamment celles à base de disilicate de lithium, sont, quant à elles, des céramiques polyvalentes aux propriétés très intéressantes. Afin de définir les indications des différents matériaux céramiques disponibles aujourd'hui, il est important d'en comprendre et d'en connaître les propriétés mécaniques et esthétiques. La décision finale devra également prendre en compte certains paramètres cliniques essentiels : l'espace prothétique disponible, le niveau de la demande esthétique, les possibilités d'assemblage et la résistance mécanique nécessaire.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : Prothèse conjointe

MOTS CLES MESH :

Prothèse dentaire – Dental prosthesis

Céramiques – Ceramics

Zirconium – Zirconium

Polymères – Polymers

Porcelaine dentaire – Dental porcelain

Ciment ionomère au verre – Glass ionomer cement

JURY :

Président : Pr. AMOURIQ

Directeur : Dr JORDANA

Assesseur : Dr BODIC

Assesseur : Dr HIBON

Invité : Dr LANOISELEE

ADRESSE DE L'AUTEUR :

6 allée Cézanne - 37510 BALLAN-MIRE

laurence.gregus@etu.univ-nantes.fr