



HAL
open science

Les restaurations céramo-céramiques : étude du système IPS e.max® Press et indications en prothèse dento-portée et implanto-portée

Anne-Laure Bobée

► **To cite this version:**

Anne-Laure Bobée. Les restaurations céramo-céramiques : étude du système IPS e.max® Press et indications en prothèse dento-portée et implanto-portée. Sciences du Vivant [q-bio]. 2020. hal-03298235

HAL Id: hal-03298235

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-03298235v1>

Submitted on 23 Jul 2021

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

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

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

Contact : ddoc-thesesexercice-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

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

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

**ACADÉMIE DE NANCY-METZ
UNIVERSITÉ DE LORRAINE
FACULTÉ D'ODONTOLOGIE DE LORRAINE**

Année 2020

N°

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

Présentée et soutenue publiquement le 3 septembre 2020

par

Anne-Laure BOBÉE

Née le 28 septembre 1994 à NANCY

**Les restaurations céramo-céramiques : étude du
système IPS e.max[®] Press et indications en
prothèse dento-portée et implanto-portée**

Composition du jury :

Président : Pr P. AMBROSINI – Professeur des universités

Directrice de thèse : Dr A-S. VAILLANT – Maître de conférences des universités

Membres : Dr C. JURAS – Maître de conférences des universités

Dr S. CIESLAK – Assistant hospitalo-universitaire

À notre président de thèse,

Monsieur le Professeur Pascal AMBROSINI

Docteur en chirurgie dentaire,

Vice-doyen de la faculté d'Odontologie de Lorraine,

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier,

Habilité à diriger des Recherches,

Responsable de la sous-section de Parodontologie au service d'odontologie du
C.H.R.U. de Nancy

*Nous vous remercions de l'honneur que vous nous faites en acceptant de présider
notre jury de thèse, ainsi que pour la qualité de votre enseignement tout au long de
notre cursus.*

Que ce travail soit l'expression de notre sincère reconnaissance.

À notre directrice de thèse,

Madame la Docteur Anne-Sophie VAILLANT

Docteur en chirurgie dentaire

Maître de Conférences des Universités

Praticien Hospitalier

Vice-Doyen de la Faculté d'Odontologie de Lorraine

Nous vous remercions d'avoir guidé ce travail avec patience.

Nous avons su apprécier la compétence, les encouragements et la disponibilité dont vous avez toujours fait preuve au cours de notre apprentissage clinique.

Puissiez-vous trouver dans ce travail, le témoignage de notre profond respect.

À notre juge,

Madame la Docteur Claire JURAS

Docteur en chirurgie dentaire

Maître de Conférences des Universités

Praticien Hospitalier

Département de Biologie Orale

Vous nous faites l'honneur d'accepter de siéger parmi les membres du jury de cette thèse et nous vous en remercions.

Pour votre très grande disponibilité et toutes les connaissances que vous nous avez apportées, veuillez trouver dans ce travail, l'expression de nos remerciements les plus sincères et notre profond respect.

À notre juge,

Monsieur le Docteur Steve CIESLAK

Docteur en chirurgie dentaire

Assistant hospitalo-universitaire

C.E.S. de Prothèse Fixée

C.E.S. de Prothèse Amovible Partielle

C.E.S. de Prothèse Amovible Complète

Nous apprécions l'honneur que vous nous faites en acceptant de siéger parmi les membres du jury de cette thèse.

Vos qualités de praticien et votre bonne humeur permanente resteront pour nous un modèle à suivre.

Que ce travail soit pour vous la preuve de la gratitude et de l'estime que nous vous témoignons.

Les cas cliniques décrits dans la dernière partie de cette thèse ont été réalisés par le Dr Maxime HELFER. Je tiens à le remercier pour sa disponibilité et sa gentillesse. Je remercie également le prothésiste dentaire Jean-Marc ÉTIENNE qui m'a permis de comprendre l'élaboration de la céramique IPS e.max® Press au laboratoire de prothèse.

Je remercie le Dr Amato GINETTI pour ses conseils lors du stage actif. Je remercie également le Dr Florence FESTOR de m'avoir donné l'opportunité d'effectuer mon premier remplacement.

Mes remerciements vont aussi :

À mes parents, pour m'avoir toujours soutenue et encouragée. Merci pour tout ce que vous faites pour moi.

À Mamie, je sais que tu aurais été fière de ta petite-fille.

À Clément, tu es comme un frère pour moi. Merci pour tous les bons moments que nous passons ensemble.

À mes oncles et tantes, pour leur soutien.

À Elsa, malgré la distance qui nous sépare, notre amitié perdure depuis 17 ans déjà.

À Chloé, pour ta gentillesse. Merci d'avoir été présente pendant toutes mes études.

À Aimée, j'ai beaucoup de chance de t'avoir rencontrée. Merci pour les bons moments que nous avons passés. Je te souhaite le meilleur pour ta vie londonienne.

À Charlène, Amélie, Guillaume, Clothilde, Thomas, Marion, Mélanie... Merci pour ces soirées inoubliables passées ensemble. Merci pour tout ce que vous m'avez apporté pendant mes études et ce que, je l'espère, vous m'apporterez dans l'avenir.

Introduction

La première couronne céramo-céramique a été élaborée par John McLean en 1963 : elle était à base d'alumine. Précurseur de la dentisterie moderne, il expliquait déjà : « la restauration de l'apparence naturelle d'un sourire ne peut se concevoir sans l'utilisation de systèmes tout-céramique » **(70)**. Les restaurations céramo-métalliques restent encore très employées aujourd'hui car des indications restent valables, néanmoins leurs limites ont été éprouvées en termes d'esthétique et de biocompatibilité. Dans ce contexte, et depuis les années 1980, le développement des systèmes céramo-céramiques s'est accéléré. Les fabricants améliorent constamment les propriétés mécaniques des céramiques, ce qui rend leurs indications de plus en plus diversifiées. C'est pourquoi, aujourd'hui, les procédés tout-céramique constituent une alternative de choix dans la plupart des indications de restaurations indirectes. En effet leur biomimétisme et leur biocompatibilité ont été démontrés **(28, 56)**. Les systèmes céramo-céramiques concilient esthétisme, résistance mécanique à long terme et biocompatibilité quelle que soit la position de la dent sur l'arcade, en prothèse unitaire ou plurale.

Le développement plus récent des céramiques collées a ouvert la voie à des préparations moins invasives. Il s'agit de la dentisterie ad optima, qui repose sur la volonté de conserver la dent pulpée lorsque le cas l'autorise **(34)**. Grâce aux restaurations collées, une préparation périphérique n'est aujourd'hui plus réalisée en première intention. Chaque système a un champ d'indications complémentaire à un autre. Nous avons choisi d'étudier un procédé en particulier, la céramique IPS e.max[®] Press, car ses propriétés optiques en font aujourd'hui le matériau de référence des restaurations esthétiques. En effet la demande esthétique des patients est de plus en plus importante. Après la présentation des différents types de systèmes céramo-céramiques que comporte le marché, la deuxième partie sera centrée sur l'étude de ce matériau par ses propriétés mécaniques, optiques et biologiques ainsi que son comportement clinique. Enfin nous décrirons les principes de réalisation d'une facette antérieure en céramique IPS e.max[®] Press, une des indications principales de ce matériau.

1. Généralités sur les céramiques

1.1. Définitions

Les céramiques dentaires font partie des matériaux inorganiques. Des oxydes métalliques densifiés à très haute température créent un type de verre appelé céramique. Ces oxydes sont solides à température ambiante.

Le verre est un composé minéral constitué principalement par de la silice (SiO_2). La silice se présente sous deux phases : une phase cristalline dispersée dans le verre et une phase vitreuse ou silice amorphe. Dans la composition d'un verre, nous retrouvons également le fondant (Na_2O ou K_2O) qui abaisse la température de fusion et la viscosité et des oxydes métalliques modificateurs (**118**). La céramique est un matériau fragile qui ne possède pas de capacité de déformation plastique.

Pour concevoir une céramique, le fabricant utilise une poudre de verre de granulométrie adaptée qui est agglomérée. La deuxième étape de la réalisation est le frittage : il s'agit d'un traitement thermique avec ou sans application d'une pression externe grâce auquel un système de particules individuelles ou un corps poreux modifie certaines de ses propriétés vers un état de compacité maximale. La densité maximale du matériau lui confère ses propriétés mécaniques et optiques optimales. Le traitement de compactage de la céramique peut être également une cristallisation ou une prise hydraulique (**77**).

1.2. Composition minéralogique et chimique

Une céramique traditionnelle est constituée d'une matrice de verre infiltrée par une phase cristalline. Le tableau suivant présente les principaux composants d'une céramique traditionnelle ou feldspathique.

	Argile 5%	Quartz 15%	Fondant 80 %	
Composition	Kaolin (phyllosilicate)		Feldspath (albite ¹ , orthose ²)	Feldspathoïde (néphéline ³ , leucite ⁴)
	Al ₂ O ₃ , 2SiO ₂ , 3H ₂ O	SiO ₂	¹ : Na ₂ O, Al ₂ O ₃ , 6SiO ₂ ² : K ₂ O, Al ₂ O ₃ , 6SiO ₂	³ : Na ₂ O, Al ₂ O ₃ , 2SiO ₂ ⁴ : K ₂ O, Al ₂ O ₃ , 4SiO ₂
Température de fusion	1800°C	1700°C	1150-1300°C	
Remarques	Facilite le remodelage de la pâte de céramique et l'opacification	Charge qui renforce la structure	Le rapport Na/K règle la viscosité Si Na/K \uparrow , la viscosité \downarrow et le fluage \downarrow	Minéraux plus stables et plus durs Forte dilation jusqu'à 625 °C
Propriétés	Réaction pyrotechnique avec le fondant	Liaison avec le fondant		
Phases	Phase cristalline	Phase cristalline	Phase vitreuse	

Tableau 1 : Composition minéralogique d'une céramique (77)

N.B : Le fluage est la déformation plastique lente d'un matériau sous l'effet d'une charge.

1.3. Classification des céramiques

Il existe plusieurs classifications des céramiques dentaires. Certaines de ces classifications peuvent néanmoins porter à confusion. Il en est ainsi pour la classification traditionnelle des céramiques suivant leur intervalle de fusion de M. SADOUN en 1995 (35). Il est préférable de décrire une céramique en termes de température de frittage car il n'y a pas de fusion lors de la mise en forme des céramiques.

1.3.1. Classification des céramiques selon leur température de frittage

- Haute température de frittage : 1290°C à plus de 1700°C : il s'agit des céramiques polycristallines, alumineuses (Procera AllCeram® de Nobel Biocare) et zircons
- Moyenne température de frittage : 1090°C à 1260°C : céramiques d'infrastructure infiltrées (procédé In Ceram® de Vita Zahnfabrik)
- Basse température de frittage : 870°C à 1065°C : ce sont les céramiques vitreuses d'infrastructure dont l'IPS e.max® Press (Ivoclar-Vivadent) ainsi que les céramiques cosmétiques des couronnes céramo-métalliques et céramo-céramiques
- Très basse température de frittage : 660°C à 780°C : céramiques vitreuses développées pour l'émaillage du titane et des alliages hautement nobles à haute teneur en or. Ces matériaux sont utilisés aussi pour les retouches au niveau du joint céramique-dent par exemple (73, 77).

1.3.2. Classification des céramiques suivant la composition chimique et la microstructure

Il est intéressant d'étudier la composition chimique ainsi que la microstructure des céramiques. En effet, ces paramètres sont à l'origine des propriétés mécaniques et optiques des céramiques. De façon générale, plus la matrice vitreuse de la céramique est importante (en pourcentage massique), plus la céramique est esthétique. Sa fragilité est aussi augmentée. La composition chimique et la

microstructure des matériaux influence également le potentiel d'adhésion au tissu dentaire.

La surface d'une **vitrocéramique**, du fait de sa matrice vitreuse très importante, est préparée avant le collage à l'aide d'acide fluorhydrique. Après le rinçage et le séchage, l'application de silane dans l'intrados de la céramique vitreuse crée des liaisons siloxane qui vont majorer le potentiel de collage au substrat dentaire.

À l'inverse, les **céramiques polycristallines pures**, comme la zircone, ne possèdent pas de matrice vitreuse et doivent donc être préférentiellement scellées aux tissus dentaires et à la reconstitution corono-radulaire si elle existe avec un ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine (CVIMAR) ou un ciment à base de carboxylate. Une rétention primaire du support est alors nécessaire à la pérennité de la restauration **(28)**.

1.3.2.1. Classification des céramiques en fonction de leur microstructure

Il existe trois différentes catégories de céramique selon la microstructure du matériau :

- Les **céramiques vitreuses** (céramiques feldspathiques ou vitrocéramiques) : leur matrice vitreuse avec des charges dispersées en son sein ;
- Les **céramiques infiltrées** : leur matrice cristalline est infiltrée par du verre ;
- Les **céramiques polycristallines** : elles contiennent uniquement des cristaux d'alumine ou de dioxyde de zirconium **(32)**.

Nous pouvons représenter schématiquement la microstructure des différentes céramiques comme ceci :

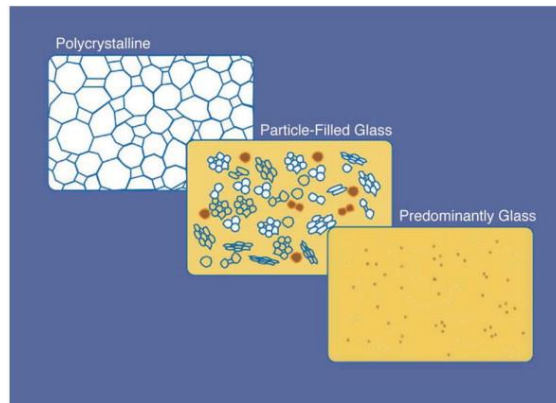


Figure 2 : Représentation schématique de la microstructure des différents types de céramiques. De haut en bas : les céramiques polycristallines, les céramiques à matrice cristalline infiltrée de verre et les céramiques vitreuses **(51)**.

1.3.2.2. Classification des céramiques selon leur composition chimique

1.3.2.2.1. Les céramiques feldspathiques ou vitreuses

Les céramiques feldspathiques traditionnelles sont les premières céramiques à être employées comme matériaux de restauration dans l'art dentaire en 1774 par Alexis Duchateau et Dubois de Chement. Une phase vitreuse de silice les constitue dans laquelle est dispersée une phase cristalline de quartz. Elles sont principalement utilisées comme céramique cosmétique des couronnes céramo-métalliques et céramo-céramiques **(77)**.

Leur résistance mécanique est faible (de 90 à 100 MPa), c'est pourquoi de nouvelles céramiques feldspathiques ont été développées: les céramiques feldspathiques enrichies ou vitrocéramiques renforcées. Cette augmentation de la résistance mécanique des céramiques à matrice vitreuse a permis leur utilisation en tant que matériau d'infrastructure également. C'est le cas de la vitrocéramique IPS e.max[®] renforcée par du disilicate de lithium **(32)**.

La composition chimique est la suivante :

- **Des oxydes principaux :**

L'oxyde de silicium (silice) SiO₂ est présent dans une proportion de 55 à 78 % dans les phases vitreuse et cristalline.

Le second oxyde principal est l'**oxyde d'aluminium (alumine) Al_2O_3** qui représente moins de 10% de la proportion en oxydes des céramiques feldspathiques. Cet oxyde est retrouvé dans la phase vitreuse pour la majorité des céramiques feldspathiques.

Ces oxydes principaux ont pour propriétés d'augmenter la température de frittage, la rétraction après frittage, la tension superficielle et la résistance mécanique.

Remarque : La tension superficielle d'un matériau est la tension qui existe à l'interface entre deux milieux. Elle s'exprime en $N.m^{-1}$.

- **Des oxydes alcalins modificateurs** :

- Oxyde de sodium (Na_2O)
- Oxyde de potassium (K_2O)
- Oxyde de calcium (CaO)
- Dioxyde de titane (TiO_2)

Oxyde de lithium (Li_2O)

Ces oxydes sont présents en proportion de 10 à 17 % dans les céramiques feldspathiques.

Ces oxydes modifient principalement la phase vitreuse des céramiques feldspathiques. En effet, ils abaissent les températures de ramollissement et de solidification et réduisent la viscosité du matériau. Ils entraînent aussi une augmentation du coefficient de dilatation thermique (CDT) en dessous de la température de transition vitreuse et ainsi améliorent la résistance de ce type de céramique.

N.B. : Le coefficient de dilatation thermique d'un matériau est la variation dimensionnelle d'un matériau sous l'effet de l'évolution de la température. Il s'exprime en $10^{-6}/K$.

En l'absence de traitement chimique, les céramiques feldspathiques ont un CDT très différent de celui des métaux. Une grande différence de valeur du CDT entre les deux matériaux peut entraîner alors une fracture de la céramique à l'interface métal-céramique lors du refroidissement de la couronne après le frittage de la céramique. L'augmentation du CDT due aux oxydes modificateurs permet de consolider la restauration prothétique.

Il en est de même pour la tension superficielle du matériau. Les oxydes principaux des céramiques feldspathiques engendrent une tension superficielle élevée. Or pour une

bonne adhésion des surfaces, le matériau doit présenter une grande mouillabilité. La diminution de la viscosité de la matrice vitreuse entraîne une réduction de la tension superficielle de la céramique et ainsi une très bonne adhésion des matériaux de restauration à l'interface armature métallique - céramique cosmétique **(32, 73)**.

- **Des oxydes mineurs :**

Ce sont les opacifiants (ZrO_2 , SnO_2 et TiO_2) qui représentent 6 à 15% des oxydes.

Les fondants (B_2O_3 , $Na_2B_4O_7$) dont la concentration ne dépasse pas 5% ont pour rôle comme leur nom le suggère de réduire la température de frittage **(100)**.

Les colorants utilisés sont des oxydes métalliques et terres rares (composés fluorescents). Sont retrouvés :

- TiO_2 et V_2O_5 pour le jaune
- Fe_2O_3 pour le brun
- CoO pour le bleu
- NiO pour le gris

1.3.2.2.2. Les céramiques feldspathiques renforcées avec de la leucite (IPS Empress®, Ivoclar-Vivadent)

Le système IPS Empress Esthetic® a été commercialisé par le fabricant Ivoclar-Vivadent en 1990. Il s'agit d'un procédé de céramique pressée à chaud. La forme usinable de cette céramique est également utilisée : l'IPS Empress® CAD. Ce type de céramique possède une matrice vitreuse constituée à 62 % de dioxyde de silice SiO_2 et à 19% d'oxyde d'aluminium Al_2O_3 dans laquelle sont intégrés des cristaux de leucite. Ces cristaux représentent 40 à 50% en proportion du matériau. Elle se présente sous la forme de bloc monolithique. Après frittage de la céramique, le prothésiste réalise une stratification ou un maquillage en surface de la restauration. Le résultat esthétique est bon, l'IPS Empress® possédant une translucidité élevée **(5, 22, 54)**.

Il existe une différence importante de coefficients de dilatation thermique (CDT) entre les composants. Les cristaux de leucite subissent de ce fait des forces de cisaillement. La compression à l'intérieur de la phase vitreuse entre les cristaux et la

matrice lors du refroidissement de la céramique permet une meilleure résistance à la flexion (160 MPa) (32, 52).



Figure 3 : Lingotins d'IPS Empress Esthetic® (12 teintes et 7 niveaux de translucidité, Ivoclar-Vivadent)

1.3.2.2.3. Les céramiques feldspathiques enrichies au disilicate de lithium

La composition des céramiques feldspathiques renforcées par du disilicate de lithium est la suivante :

- Quartz
- Oxyde de lithium
- Oxyde d'alumine
- Oxyde de potassium
- Oxyde phosphorique
- Oxydes mineurs

Les cristaux de disilicate de lithium ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) représentent 70% en volume de ce type de vitrocéramique.

La résistance mécanique du système Empress®, bien qu'améliorée, reste relativement faible. La société Ivoclar-Vivadent a alors mis au point le procédé IPS Empress 2®. Le disilicate de lithium confère à la céramique IPS Empress 2® une

résistance à la flexion en moyenne deux à trois fois supérieure à celle de l'IPS Empress® (de 320 à 350 MPa). L'IPS Empress 2® est un matériau d'armature par-dessus lequel le prothésiste travaille une céramique cosmétique par la technique de stratification : l'IPS Eris®.

L'IPS Eris® est une céramique à basse température de frittage possédant des cristaux de fluoroapatite. Le résultat esthétique est lui aussi amélioré par rapport au système IPS Empress® par l'utilisation de cette céramique de recouvrement. En effet les cristaux de fluoroapatite permettent une meilleure translucidité ainsi qu'une fluorescence importante **(22, 77)**.

En 2006, une nouvelle vitrocéramique renforcée est apparue sur le marché : l'IPS e.max® (Ivoclar-Vivadent). L'IPS e.max® existe sous forme monolithique maquillée et/ou glacée en conception et fabrication assistée par ordinateur (CFAO, IPS e.max® CAD) ou pressée à l'intérieur d'un matériau réfractaire (IPS e.max® Press). Les cristaux de disilicate de lithium ont une taille plus importante dans le procédé IPS e.max® Press que ceux contenus dans la céramique destinée à être mise en forme par CFAO (de 3 à 6 µm contre 0,5 à 4 µm). Ce paramètre explique une résistance à la flexion supérieure pour la céramique pressée (400 MPa contre 360 MPa). Que ce soit en technique pressée ou en CFAO, il existe deux types de reconstitution : la restauration monolithique ou par stratification. En restauration monolithique, le prothésiste glace la céramique à l'aide d'IPS Ivocolor® (Ivoclar-Vivadent). La stratification repose sur l'emploi d'une céramique cosmétique possédant elle aussi une phase cristalline de fluoroapatite : l'IPS e.max® Ceram. Le maquillage de la prothèse peut être réalisé avant ou après le frittage de la céramique cosmétique.

La proportion supérieure en cristaux des céramiques à base de disilicate de lithium par rapport à celle contenant de la leucite permet une amélioration des propriétés d'adhésion à l'émail en plus d'augmenter la résistance mécanique **(32, 92)**.

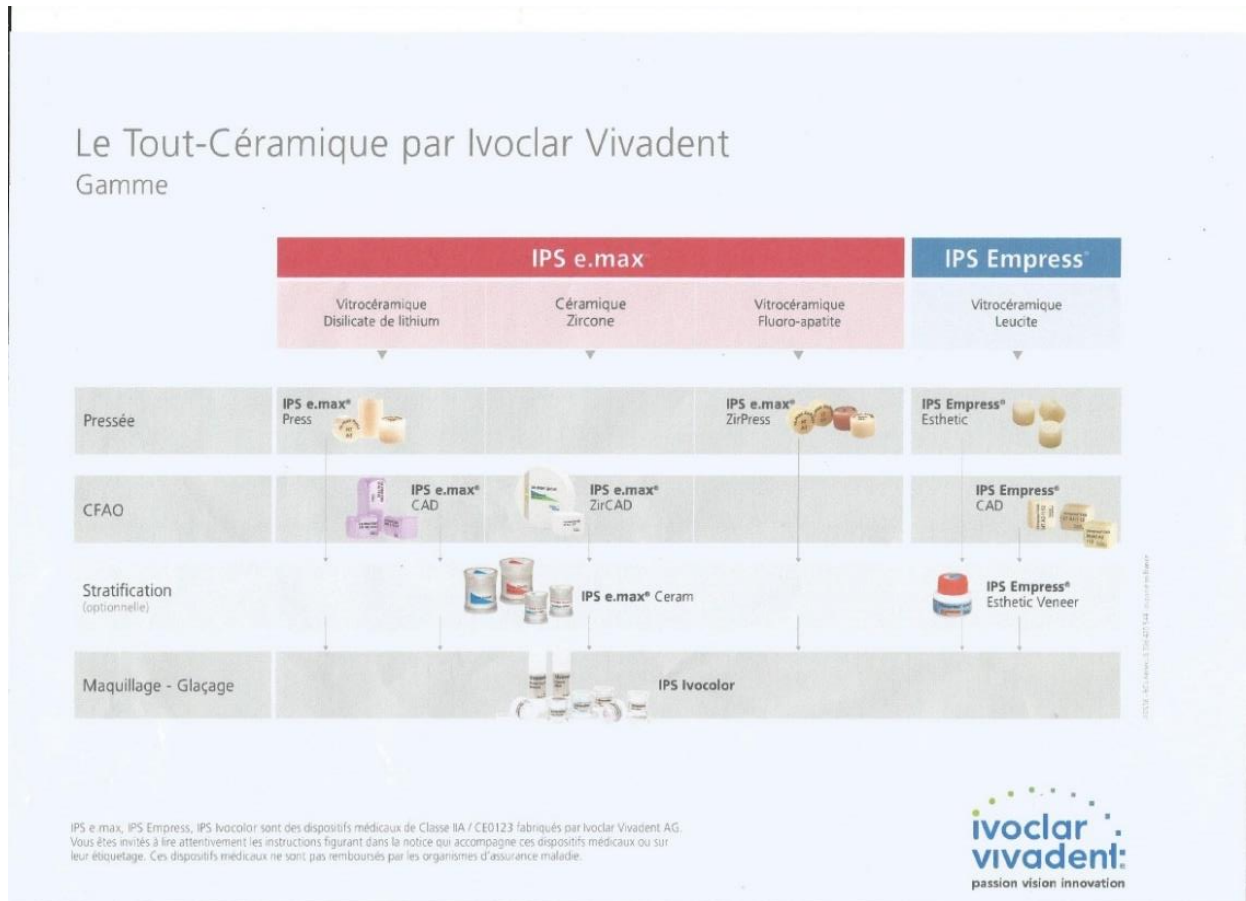


Figure 4 : Document sur la gamme de restaurations tout céramique de chez Ivoclar-Vivadent

1.3.2.2.4. Les céramiques alumineuses : les procédés In-Ceram[®] (VITA) et Procera[®] (Nobel Biocare)

Le constituant principal de ce type de céramique est l'oxyde d'aluminium ou alumine Al_2O_3 . Celui-ci représente 85% en proportion de la céramique In-Ceram[®]. Cette phase cristalline appelée barbotine (suspension de cristaux d'alumine dans l'eau) est pré-frittée. Une seconde étape consiste à infiltrer une matrice de verre de lanthane. Ainsi, la microstructure de ce matériau est une matrice cristalline infiltrée par une phase vitreuse. Ce procédé conçu par M. SADOUD en 1985 a été commercialisé sous le nom d'In-Ceram[®] par la firme VITA. La technique de barbotine a été abandonnée lors du développement de cette céramique en CFAO.

Les cristaux d'alumine couplés à ceux de zirconie s'opposent à la propagation de fissures et confèrent au système In-Ceram Zirconia® la résistance mécanique la plus élevée parmi cette gamme de céramique (750 MPa). La restauration élaborée avec le procédé In-Ceram® doit être scellée du fait de la faible proportion de la matrice vitreuse. Aujourd'hui ce système n'est plus commercialisé par VITA car les propriétés mécaniques des différentes variétés restent plus faibles que celles des céramiques polycristallines **(24, 32, 73)**.

Le système Procera® est un autre exemple de céramique alumineuse. Cette céramique polycristalline composée d'oxyde d'alumine à 99,5% a été mise au point par Nobel Biocare en 1993. Des pigments sont retrouvés en proportion de 0,5%. Cette technique associe à la fois la CFAO et la pressée d'une céramique. En effet, le prothésiste réalise un modèle positif unitaire (MPU) à partir d'une empreinte classique puis le scanne. L'empreinte optique permet ensuite le frittage de la chape en oxyde d'alumine à une température très élevée (de 1600°C à 1700°C) en Suède. Le prothésiste utilise une céramique cosmétique pour élaborer une stratification sur la chape nommée AllCeram®, d'où le nom complet du procédé Procera AllCeram®. Du fait de sa résistance à la flexion moindre (687 MPa), la technique Procera AllCeram® a laissé sa place au profit d'une autre céramique polycristalline, la zirconie **(6, 28, 67)**.

1.3.2.2.5. Les céramiques à base de zirconie

Le dioxyde de zirconium ou zirconie (ZrO_2) est le principal constituant de ces céramiques (95% en proportion environ). Des oxydes métalliques : oxydes de calcium (CaO), de magnésium (MgO), de cérium (CeO_2) ou d'yttrium (Y_2O_3) permettent la stabilisation de la zirconie à l'état tétragonal à température ambiante. La zirconie utilisée en odontologie est la forme Y-TZP (dioxyde de zirconium tétragonal partiellement stabilisé à l'yttrium).

L'étude de la microstructure de la zirconie a permis de découvrir trois réseaux de molécules différents :

- Le dioxyde de zirconium a un réseau monoclinique depuis la température ambiante jusqu'à 1170°C ;

- La phase tétragonale apparaît entre 1170°C et 2370°C ;
- Le dioxyde de zirconium cristallise enfin en phase cubique à partir de 2370°C jusqu'à son point de fusion (2680°C).

L'état cubique du dioxyde de zirconium est celui retrouvé en joaillerie comme imitation du diamant (28, 73).



Figure 5 : Microstructure cristalline de la zircone en fonction de la température (en °C) (46)

L'application de forces répétées peut entraîner la formation d'une fissure au sein de la céramique. Cette fissure est le point de départ d'une transformation des cristaux l'entourant de l'état tétragonal à l'état monoclinique. Ce changement d'état des molécules s'accompagne d'une augmentation du volume de celles-ci d'environ 4%. L'expansion conduit à l'arrêt de la propagation de la fissure. Ce phénomène unique explique que la zircone possède la ténacité (résistance à la propagation d'une fracture) et la résistance à la flexion la plus élevée de toutes les céramiques (45).

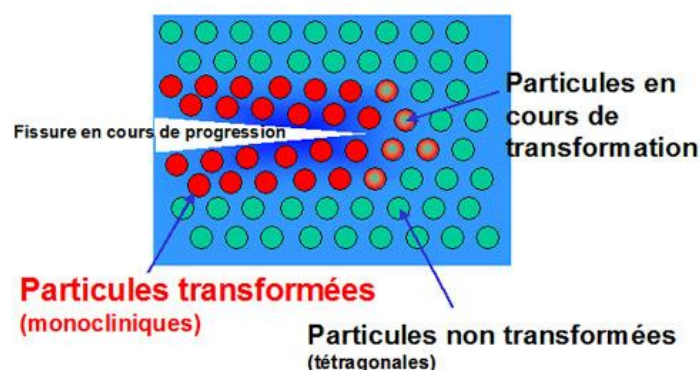


Figure 6 : Mécanisme de ténacité de la céramique à la base de zircone (100)

De la même façon, les molécules en phase tétragonale peuvent subir une modification de leur structure sans contrainte exercée sur le matériau, à température ambiante en milieu humide : il s'agit du phénomène de détérioration du dioxyde de zirconium à basse température. La salive et les fluides gingivaux peuvent en effet déclencher une transformation des molécules à l'état monoclinique à la surface de la céramique. Ce processus entraîne la formation de microfissures en surface permettant une infiltration de l'eau en profondeur et ainsi une accélération du mécanisme. Les données acquises de la science ne quantifient pas à ce jour le retentissement de ce phénomène sur le taux de survie des prothèses en céramique à base de zircone **(65)**.

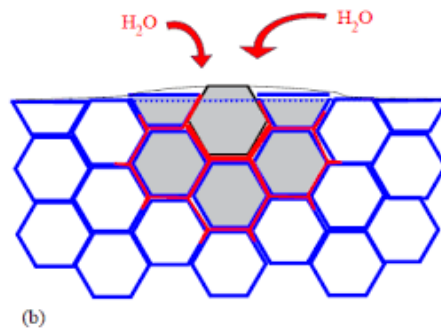


Figure 7 : Processus de dégradation en milieu humide de la zircone **(102)**

Il existe deux types de zircone, dont les procédés de fabrication sont différents : la zircone TZP et la zircone HIP. Elles ont en commun l'adjonction d'yttrium (Y_2O_3) permettant leur stabilisation à température ambiante. Leur élaboration se fait par usinage en CFAO.

La zircone TZP (Lava™ de 3M ESPE) est la céramique à base de dioxyde de zirconium la plus utilisée. Elle se présente sous forme de bloc préfritté. Un surdimensionnement d'environ 22% de la prothèse est nécessaire afin de corriger la rétraction de volume du matériau lors du frittage secondaire.

La zircone HIP est une céramique frittée sous haute pression isostatique (HIP) avant usinage (DC Zirkon® de Dental Concept Systems). L'usinage après le frittage entraîne la transformation de certains cristaux en surface de la céramique en cristaux monocliniques. Ce changement d'état prédispose à la propagation de fissures au sein du matériau et diminue la résistance mécanique de la prothèse au même titre que les réglages par fraisage et le protocole de sablage **(28, 67)**.

La revue de la littérature conseille des restaurations en zircon monolithiques en secteur postérieur. En effet, l'interface entre l'armature en zircon et la céramique cosmétique est le siège de contraintes conduisant à une fracture de la céramique cosmétique (1, 28, 81).

Microstructure	Type	Composition	Mise en œuvre	Exemples
Céramiques vitreuses	<i>Feldspathiques</i>	SiO ₂ : 55 à 78% Al ₂ O ₃ : < 10% Oxydes alcalins : 10 à 17%	Barbotine / Usinée	Vita Mark® II
	<i>De synthèse</i>	Leucite : K ₂ O, Al ₂ O ₃ , 4SiO ₂	Pressée / Usinée	IPS Empress®
		Silicate de lithium et nanocharges de zircon (10%)	Usinée	Celtra™ Duo (Dentsply) Suprinity® (VITA)
		Disilicate de lithium	Pressée / Usinée	IPS e.max® Press/CAD
		Fluoroapatite	Barbotine /Pressée	IPS e.max® Ceram
Céramiques alumineuses infiltrées		Al ₂ O ₃ MgO	Barbotine	In-Ceram® Spinell
		Al ₂ O ₃	Barbotine /Usinée	In-Ceram® Alumina
		Al ₂ O ₃ : 70% ZrO ₂ : 30%	Usinée	In-Ceram® Zirconia
Céramique alumineuse polycristalline		Al ₂ O ₃	Usinée	Procera AllCeram®
Céramique polycristalline		ZrO ₂	Usinée	Lava™

Tableau 2 : Classification des céramiques dentaires suivant la microstructure et la composition chimique, d'après Louis VERFAILLE (32, 90)

1.3.3. Classification des céramiques selon leur mise en forme

Il existe plusieurs techniques d'élaboration des céramiques dentaires. Leur distinction se fait suivant le type d'armature de la prothèse, métallique ou céramique. Nous nous intéresserons ici uniquement à la conception des restaurations céramo-céramiques. Nous pouvons classer ces restaurations en trois familles en fonction du procédé de mise en forme : les céramiques infiltrées, pressées et usinées. D'autres méthodes de réalisation d'éléments céramo-céramiques ont été développées mais sont aujourd'hui abandonnées.

- Technique de barbotine, frittage et infiltration :

Il s'agit du procédé In-Ceram® (VITA). À partir de l'empreinte, le prothésiste réalise un modèle positif unitaire (MPU). Une réplique du MPU sert à la fabrication de l'infrastructure. Un vernis d'espacement du die est un préalable car il simule l'épaisseur de colle utilisée lors de l'assemblage de la restauration.

Le prothésiste élabore dans un second temps un mélange d'oxyde d'alumine, de liquide et de liant, la barbotine. La prothèse est mise en forme par trempage du modèle en plâtre dans la suspension ou par incréments au pinceau.

Le frittage de la céramique In-Ceram® se déroule en deux temps. La première étape est la déshydratation et la rétraction du plâtre entre la température ambiante et 300°C pendant 6 heures. Puis le four est porté à 1120°C pendant deux heures où se déroule le frittage des cristaux d'alumine. Il en résulte une infrastructure blanche et opaque.

Afin d'améliorer ses propriétés mécaniques et optiques, ce type de céramique est infiltrée par un verre. Une poudre de verre teintée est mélangée à de l'eau distillée puis appliquée sur l'armature. Une cuisson entraîne la fusion du verre. Après élimination des excès, la restauration est contrôlée sur le modèle en plâtre et une céramique de recouvrement adaptée est stratifiée par-dessus **(73, 100)**.



Figure 8 : Infrastructure d'une couronne céramo-céramique In-Ceram® avant infiltration par un verre coloré **(119)**

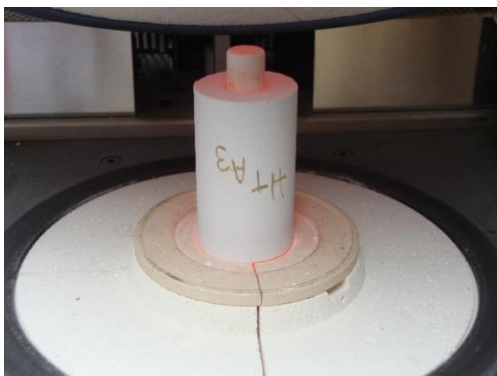
- Les céramiques pressées à haute température :

Deux céramiques sont conçues à l'aide de ce procédé : l'IPS Empress® et l'IPS e.max® Press et Ceram.

Ce procédé fait appel à la technique de la coulée à la cire perdue. Sur un MPU recouvert d'un vernis d'espacement, un wax-up de l'infrastructure muni d'une tige de coulée est réalisé.

La maquette en cire est ensuite mise en revêtement dans un matériau réfractaire élaboré par le fabricant du système. Le cylindre en matériau réfractaire est placé dans un premier four où la cire fond. Le deuxième four contient le lingotin de céramique qui est injecté sous vide et sous pression (environ 4 bars). La température de pressée indiquée par le fabricant doit être scrupuleusement respectée car elle conditionne la microstructure du matériau et donc ses propriétés mécaniques ainsi que la précision d'adaptation de la restauration.

Après refroidissement du cylindre et démoulage, l'élimination du plâtre se fait grâce à un sablage à l'alumine. La tige de coulée est désolidarisée de la prothèse puis l'ajustage de l'élément est contrôlé sur le modèle. Le prothésiste termine la restauration par un maquillage ou une stratification pour laquelle la céramique de recouvrement constitue environ 25% en proportion de la reconstitution pour une amélioration du résultat esthétique (73, 100).



Figures 9 et 10 : Pressée d'un lingotin de céramique IPS e.max® Press MO (moyenne opacité). Le piston recouvre le lingotin placé dans le cylindre en matériau réfractaire (illustrations personnelles)

- Les céramiques usinées :

Depuis une trentaine d'années, la fabrication des restaurations céramo-céramiques peut se faire par usinage par la technique de la CFAO. L'usinage est un moyen de mise en œuvre par soustraction de matière à partir d'un bloc de matériau. Le retrait de matériau est réalisé par fraisage du bloc à l'intérieur d'une machine-outil à commande numérique (MOCN). Chaque classe de céramique peut être mise en forme par usinage.

Les restaurations usinées en CFAO sont monolithiques. Elles peuvent être finalisées par polissage au cabinet ou au laboratoire. Au même titre que les autres techniques de mise en forme des céramiques, le prothésiste peut effectuer un maquillage de la prothèse. La stratification classique n'est pas possible en CFAO. Le prothésiste peut éventuellement utiliser la technique du cut-back (stratification partielle). Le principe est d'éliminer de petites parties de la pièce usinée afin de réaliser une stratification avec une céramique cosmétique plus esthétique.

À l'heure actuelle, deux procédés additifs par CFAO pouvant mettre en forme les céramiques sont en développement : la microextrusion et la projection de matière ainsi que la fusion sur lit de poudre. Ces techniques représentent à l'avenir un outil majeur dans l'élaboration des céramiques par CFAO **(28, 60, 63, 100)**.



Figure 11 : Blocs de céramique IPS Empress® CAD pour usinage (Ivoclar-Vivadent) **(110)**

2. Le système IPS

e.max[®] Press

(IVOCLAR-VIVADENT)

La céramique IPS e.max® Press est une vitrocéramique brevetée à base de disilicate de lithium ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$). Comme nous l'avons vu précédemment, ce système est mis en œuvre par pressée au laboratoire de prothèse. Le procédé IPS e.max® Press dispose d'une expérience clinique de plus de dix ans ce qui en fait l'un des plus employés dans le monde par les praticiens pour l'élaboration de restaurations esthétiques en secteurs antérieur et postérieur (29, 106).

Après une présentation du matériau, l'objet de cette seconde partie est de montrer les propriétés mécaniques, physiques et biologiques de cette technique. Une étude de la littérature récente à ce sujet évalue ensuite la fiabilité et les principales indications du dispositif. L'ensemble de ces informations permettra de présenter un arbre décisionnel du choix de ce type de céramique et de comprendre les limites de son utilisation.

2.1. Présentation de la céramique

2.1.1. Composition chimique

Les constituants du procédé IPS e.max® Press sont détaillés dans le tableau ci-dessous :

Composés chimiques	Pourcentage massique
SiO_2	57 – 80
Li_2O	11 – 19
K_2O	0 – 13
P_2O_5	0 – 11
ZrO_2	0 – 8
ZnO	0 – 8
Autres oxydes	0 – 10

Tableau 3 : composition chimique de l'IPS e.max® Press et représentation en pourcentage massique du matériau (99)

2.1.2. Microstructure

La céramique IPS e.max® Press se compose d'une phase vitreuse dans laquelle sont entrecroisés les cristaux de disilicate de lithium. Ces cristaux ont une taille variant de 3 à 6 µm de long en technique pressée. Leur aspect d'aiguille permet une augmentation de la résistance à la propagation de fissures et ainsi de la résistance en flexion du matériau. L'intense translucidité des restaurations en IPS e.max® Press est due quant à elle à la matrice vitreuse (27).



Figure 12 : Microstructure d'une céramique à base de disilicate de lithium, constituée de tétraèdres de SiO_4 et d'atomes de lithium (Li) (27)

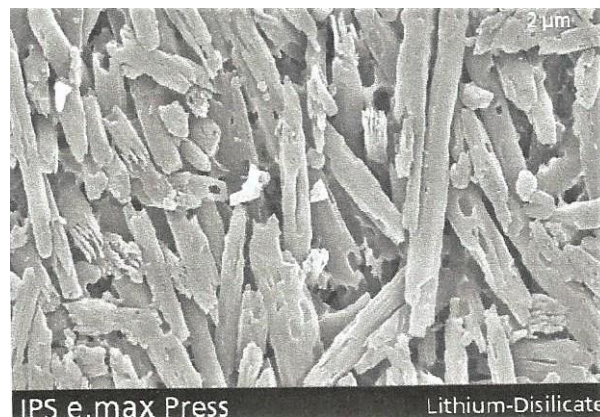


Figure 13 : Photographie de microscopie électronique à balayage (MEB) montrant la microstructure de la céramique IPS e.max® Press (107)

2.1.3. Gamme de produits

La vitrocéramique IPS e.max® Press se présente sous la forme de lingotins de pressée. Nous pouvons distinguer deux types de restaurations par cette céramique d'infrastructure : les reconstitutions monochromes et polychromes. Les lingotins monochromes se déclinent en cinq niveaux d'opacité et deux tailles. Il existe également le procédé IPS e.max® Press Impulse par lequel le prothésiste peut recréer les propriétés d'opalescence de l'émail. La céramique IPS e.max® Press Multi est une évolution du matériau monochrome comportant un dégradé de couleurs du collet vers le bord libre de l'élément prothétique. Une seule taille est commercialisée pour ce produit. Comme nous l'avons vu dans la première partie, la vitrocéramique IPS e.max® Ceram est la céramique de stratification adaptée au système IPS e.max® Press.

N.B. : L'opacité est la propriété d'un matériau à s'opposer entièrement à la circulation de la lumière. Celui-ci réfléchit alors la lumière totalement ou l'absorbe.

La gamme de lingotins monochromes est constituée par :

- **IPS e.max® Press HO (opacité haute) :**

Il s'agit du lingotin possédant la plus forte opacité de la variété de produits IPS e.max® Press. Ce matériau existe en trois couleurs. Son utilisation est recommandée pour couvrir une préparation très dyschromiée ou un inlay-core. Le prothésiste stratifie dans un second temps l'armature à l'aide d'IPS e.max® Ceram pour une amélioration du résultat esthétique.

- **IPS e.max® Press MO (opacité moyenne) :**

Cinq groupes de couleurs sont disponibles pour ce produit. Il permet de restaurer des préparations vitales légèrement dyschromiées. De la même façon que l'IPS e.max® Press HO, il est nécessaire de réaliser une stratification pour obtenir un bon rendu esthétique.

- **IPS e.max® Press LT (basse translucidité) :**

Les lingotins existent en seize couleurs de A à D ainsi que les quatre couleurs Bleach BL. La polyvalence de ce matériau explique qu'il soit le plus employé de la gamme. En effet, sa faible translucidité mime celle de la dentine. Il convient pour la réalisation de prothèses monolithiques (maquillage) ou réalisées en cut-back, avec un usage possible en secteurs antérieur et postérieur.

- **IPS e.max® Press MT (moyenne translucidité) :**

Cette céramique est disponible en sept couleurs. Le lingotin MT est plus lumineux que le lingotin HT et plus translucide que celui LT, ce qui augmente la luminosité des restaurations claires. Le prothésiste caractérise ensuite la prothèse par maquillage ou cut-back.

- **IPS e.max® Press HT (haute translucidité) :**

À l'instar de la céramique IPS e.max® Press LT, ce matériau est décliné en seize couleurs de A à D et les quatre couleurs Bleach BL. La translucidité semblable à celle de l'émail rend ce produit particulièrement adapté aux reconstitutions partielles telles que les inlays et onlays. La finalisation des restaurations se fait également avec un maquillage ou un cut-back.

- **IPS e.max® Press Impulse :**

Les lingotins IPS e.max® Press Impulse possèdent des propriétés d'opalescence. L'opalescence reflète de fines sections de la céramique bleues-grises devant l'obscurité de la cavité buccale. À l'inverse, les anfractuosités paraissent jaune-orangé. Il existe deux niveaux de luminosité : Opal 1 et Opal 2. Ainsi ces propriétés sont adaptées à l'élaboration de facettes en particulier antérieures. Un maquillage ou un cut-back peut être réalisé après la pressée de l'armature.

La céramique IPS e.max® Press Multi est un matériau caractérisé par une forte translucidité. Du collet de la dent où la dentine est prépondérante au bord libre où l'émail est prépondérant, les restaurations présentent un dégradé de couleurs et de translucidité. Dix couleurs de A à D et Bleach BL sont commercialisées. Elle est indiquée dans les cas de facettes, couronnes dento-portées et couronnes transvissées en implantologie avec une pressée monolithique. L'intérêt de ce produit est d'obtenir un résultat esthétique très satisfaisant avec un gain de temps par rapport à une armature pressée avec un lingotin monochrome par-dessus laquelle le prothésiste réalise une stratification. En effet un simple maquillage de l'infrastructure est nécessaire. Le prothésiste peut aussi effectuer un cut-back s'il le souhaite (**106, 107, 108**).



Figure 14 : Gamme de céramique IPS e.max® Press comprenant de haut en bas un lingotin IPS e.max® Press Multi et les différents lingotins monochromes (107)



Figure 15 : Lingotins de céramique IPS e.max® Press monochromes commercialisés en deux tailles (source : www.ivoclarvivadent.fr)

Translucidité	Technique de mise en œuvre			Indications										
	Technique de maquillage	Technique de cut-back	Technique de stratification	Facette occlusale*	Facette pelliculaire*	Facette	Inlay	Onlay	Couronne partielle	Couronne antérieure	Couronne postérieure	Bridge 3 éléments ¹	Pilier implantaire anatomique	Couronne transvissée directement sur l'implant
Multi	✓	✓				✓				✓	✓			✓
HT High Translucency	✓	✓		✓	✓	✓	✓	✓	✓					
MT Medium Translucency	✓	✓		✓	✓	✓			✓	✓	✓	✓		
LT Low Translucency	✓	✓				✓			✓	✓	✓	✓		✓
MO Medium Opacity			✓							✓	✓	✓	✓	
HO High Opacity			✓							✓	✓	✓		
I Impulse	✓	✓		✓	✓	✓								

* pour les facettes pelliculaires et les Table Tops, ne pas réaliser de cut-back.
¹uniquement jusqu'à la 2ème prémolaire comme pilier distal

Tableau 4 : Synthèse des procédés de mise en œuvre et des indications des lingotins de la gamme de céramique IPS e.max® Press (107)

Lors de la conception d'une réhabilitation prothétique, il est important de noter, outre la couleur des dents naturelles adjacentes, la couleur de la préparation dentaire. L'idéal est d'envoyer au prothésiste une photographie de la préparation et la couleur correspondante à l'aide du nuancier IPS Natural Die Material de chez Ivoclar-Vivadent. L'ensemble des informations transmises au prothésiste lui permettra de déterminer le niveau de translucidité approprié de la céramique IPS e.max® Press pour obtenir le meilleur résultat esthétique possible. En effet la couleur de la préparation peut avoir une incidence sur les propriétés optiques de la restauration une fois achevée, notamment lorsqu'il s'agit d'une préparation très colorée ou d'un inlay-core métallique (105, 107). La figure suivante illustre ce cas :



Figure 16 : Influence de la saturation de différentes préparations sur la couleur d'une couronne réalisée en IPS e.max® Press HT B1 (nuancier IPS Natural Die Material, Ivoclar-Vivadent) (107)

2.2. Propriétés mécaniques

La directive européenne 93/42 impose aux fabricants de céramiques utilisées dans l'élaboration de prothèses céramo-céramiques de respecter les exigences essentielles des dispositifs médicaux sur mesure. Parmi elles la norme NF EN ISO 6872 définit les essais des céramiques. Les modalités d'essais mesurant notamment les valeurs de résistance en flexion, de solubilité chimique et de radioactivité sont décrites dans cette norme.

2.2.1. Résistance en flexion

Les céramiques sont des matériaux dont le mode de rupture est dit fragile par opposition aux métaux qui ont un comportement mécanique ductile.

La résistance à la flexion est un des paramètres utilisés pour caractériser les matériaux à rupture fragile. Il s'agit de la valeur à partir de laquelle l'échantillon testé casse. La résistance à la flexion s'exprime en MPa.

Selon la norme NF EN ISO 6872, deux types d'essai déterminent la résistance en flexion d'un matériau :

- La flexion 3 points : deux appuis supportent une barre de dimension standardisée de matériau et une charge médiane est appliquée sur l'éprouvette;
- La flexion bi-axiale : un échantillon de forme discoïdale se trouve sur trois billes d'acier positionnées à 120°. Une contrainte est appliquée au centre du matériau.

Pour chacun des deux tests, la force exercée sur la céramique est mesurée puis sa valeur de résistance à la flexion est calculée (**73**).

La résistance à la flexion bi-axiale moyenne de la céramique IPS e.max[®] Press est de 470 MPa après cristallisation complète selon le fabricant Ivoclar-Vivadent (**106**). Une étude publiée en 2019 et réalisée selon la norme NF EN ISO 6872 confirme ces résultats : *Hallmann et coll* ont calculé une résistance à la flexion bi-axiale moyenne d'un disque de céramique pressée IPS e.max[®] Press MT de 446 +/- 81 MPa (**42**). Une autre étude a montré une résistance à la flexion moyenne pour le matériau IPS e.max[®] Press HT après frittage de 303 +/- 56 MPa. Cependant ce résultat ne peut être

comparé aux précédents car cette valeur a été calculée à partir d'un test de résistance à la flexion quatre points **(82)**.

Nous pouvons remarquer que la valeur de résistance en flexion des céramiques en général est faible comparativement aux autres valeurs les caractérisant. Nous avons vu dans la première partie qu'à l'intérieur de ce matériau deux atomes sont reliés par une liaison covalente. Cette liaison forte interdit les glissements entre les plans, ce qui engendre lors de l'application d'une contrainte une rupture sans capacité de déformation plastique **(22)**.

Hallmann et coll ont ensuite mis en œuvre le protocole de stratification de la céramique Initial LiSi Press[®] (céramique pressée au disilicate de lithium) élaboré par GC sur les spécimens. Bien que ce protocole de stratification ne soit pas celui recommandé par Ivoclar-Vivadent, les auteurs ont montré une augmentation de la valeur de résistance à la flexion bi-axiale de la céramique IPS e.max[®] Press MT atteignant 515 +/- 74 MPa.

À l'inverse, le mordantage à l'acide fluorhydrique de l'intrados de la restauration avant le collage au substrat dentaire semble diminuer la résistance en flexion bi-axiale de la céramique IPS e.max[®] Press MT. Toujours dans la même étude, les échantillons ont été mordancés avec un gel d'acide fluorhydrique à 5% pendant 20 secondes conformément aux recommandations du fabricant puis soumis à un test de résistance à la flexion bi-axiale. La résistance à la flexion bi-axiale moyenne de l'IPS e.max Press MT après mordantage est de 438 +/- 22 MPa selon *Hallmann et coll*.

Le processus de frittage de la céramique pressée produit des contraintes de compression à l'interface matrice vitreuse / cristaux de disilicate de lithium qui sont à l'origine de l'augmentation de la résistance en flexion bi-axiale de cette céramique lors d'une stratification par-dessus l'infrastructure. Le mordantage a pour effet d'éliminer une partie de la phase vitreuse qui entoure les cristaux. Il en résulte une suppression de ces contraintes de compression qui explique la moindre résistance à la flexion bi-axiale calculée du matériau IPS e.max[®] Press MT après mordantage. Il est important de souligner que le respect du protocole de collage de l'élément prothétique à la préparation dentaire augmente de façon significative la résistance à la flexion du matériau **(42, 61, 107)**.

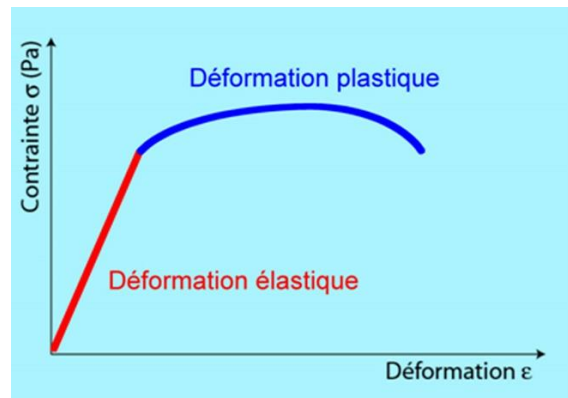
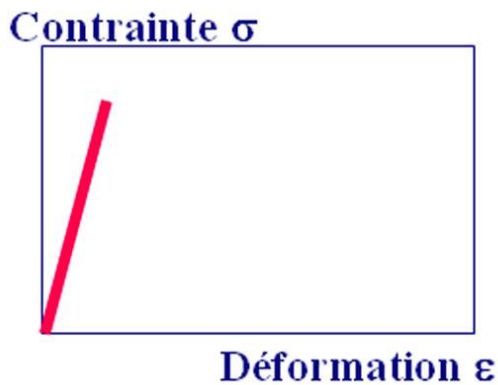
Les résultats d'une autre étude suggèrent qu'il existe des différences de résistance en flexion bi-axiale entre les différents lingotins de céramique IPS e.max[®] Press **(91)**. En effet cette étude menée selon la norme NF EN ISO 6872 a mesuré une résistance à la flexion bi-axiale moyenne moindre pour la céramique pressée IPS e.max[®] Press HO : 281 MPa par rapport à celle de l'IPS e.max[®] Press MO qui est de 401 MPa en moyenne. Bien qu'aucune différence significative de résistance en flexion bi-axiale n'ait été objectivée entre les disques de matériau pressé IPS e.max[®] Press LT et HT (respectivement 331 et 321 MPa en moyenne), nous pouvons remarquer que *Wang et coll* ont déduit des valeurs de résistance à la flexion bi-axiale plus faibles si nous les comparons aux résultats des autres études réalisées selon la norme NF EN ISO 6872. Les différences de valeurs de résistance en flexion bi-axiale calculées dans cette étude démontrent ainsi l'influence de la translucidité sur la résistance à la flexion de la céramique IPS e.max[®] Press. Cette affirmation reste néanmoins controversée dans la littérature **(91)**.

Après pressée								Après stratification	Après mordançage	
Auteurs		Ivoclar-Vivadent (2019)	Hallmann et coll (2019)	Wang et coll (2020)				Starwarczyk et coll (2020)	Hallmann et coll (2019)	Hallmann et coll (2019)
Translucidité du lingotin de céramique IPS e.max® Press utilisé		Non renseignée	MT	HT	LT	MO	HO	HT	MT	MT
V a l e u r s	Résistance à la flexion bi-axiale selon la norme NF EN ISO 6872 (MPa)	470	446	321	331	401	281		515	438
	Résistance à la flexion 4 points (MPa)							303		

Tableau 5 : Synthèse des valeurs de résistance à la flexion des différents types de céramique pressée IPS e.max® Press selon plusieurs auteurs après pressée, stratification et mordançage **(42, 82, 91, 106)**

2.2.2. Module d'élasticité

Le module d'élasticité est un paramètre intrinsèque d'une céramique. Il définit sa rigidité, c'est-à-dire qu'il correspond au rapport entre la force exercée sur le matériau et la mesure de sa déformation. L'unité de mesure du module d'élasticité nommé également module de Young est le GPa. Plus sa valeur est grande, plus la déformation du matériau est limitée. Le module d'élasticité peut être calculé à partir d'un essai de traction durant lequel la courbe contrainte / déformation de l'échantillon testé est enregistrée. Les céramiques sont des matériaux fragiles, ainsi leur déformation ne peut excéder quelques micromètres. Cependant certaines céramiques peuvent supporter des forces élevées en l'absence de domaine de déformation plastique **(69, 73)**.



Figures 17 et 18 : Diagramme contrainte / déformation d'une céramique (à gauche) et d'un alliage métal (à droite). Remarquer la plasticité du métal à la différence d'une céramique. La déformation plastique est irréversible contrairement à la déformation élastique. La pente du domaine de déformation élastique donne le module d'élasticité **(115)**.

Le module d'élasticité du matériau IPS e.max[®] Press est de 95 +/- 5 GPa d'après Ivoclar-Vivadent. Une autre étude a mesuré le module d'élasticité de cette céramique et a calculé une valeur de 91 GPa, confirmant ainsi les résultats du fabricant **(3, 99)**. En comparaison celui de l'émail se situe entre moins de 70 GPa au niveau de la jonction amélo-dentinaire jusqu'à plus de 115 GPa en surface. L'anisotropie de l'émail explique ce différentiel : le module d'élasticité de l'émail varie selon l'orientation des prismes de l'émail. La céramique IPS e.max[®] Press présente une bonne biocompatibilité car la valeur de son module d'élasticité est proche de celles des tissus dentaires qu'elle recouvre. Un matériau plus rigide est susceptible d'être la cause de fractures dentaires pouvant conduire à une perte de la dent sur l'arcade **(32)**.

2.2.3. Ténacité

Toutes les ruptures des céramiques ont pour origine une fissure préexistante qui progresse jusqu'à la rupture du matériau. Bien qu'il existe une corrélation entre la résistance à la flexion et la ténacité d'une céramique, la résistance à la flexion ne permet pas à elle seule de décrire le comportement mécanique de celle-ci. La ténacité

se définit par la capacité du matériau à s'opposer à l'initiation et à la propagation d'une fissure. Lorsque la taille de cette fissure devient critique, la céramique se casse. Prenons l'exemple d'un métal ayant une résistance à la flexion identique à celle d'une céramique. Par sa ductilité, une énergie beaucoup plus grande est nécessaire pour rompre le métal par rapport à la céramique car il subit une déformation importante avant sa rupture.

L'essai de ténacité sert à quantifier l'énergie nécessaire à la rupture du matériau. Il est important de noter que cette énergie est faible du fait du comportement mécanique fragile des céramiques.

La ténacité est caractérisée par le coefficient d'intensité de contraintes K_{IC} . La longueur de la fissure critique augmente avec le coefficient d'intensité de contraintes. La ténacité est exprimée en $\text{MPa}/\text{m}^{1/2}$ **(73, 88)**.

Plusieurs études ont été réalisées pour mesurer la ténacité de la céramique IPS e.max® Press avec des procédures d'essais différentes. La norme NF EN ISO 6872 définit l'essai de ténacité par la méthode SEVNB (Single Edge V-Notched Beam). Cette dernière consiste à effectuer une entaille sur un échantillon à l'aide d'une lame de rasoir puis l'échantillon est soumis à un test de résistance. À partir de ce test est calculé le coefficient d'intensité de contraintes K_{IC} .

Remarque. Lors de l'analyse d'un article scientifique, il est important de connaître la méthode de réalisation de l'essai. En effet il a été démontré que celle-ci influence les résultats d'une étude, particulièrement dans le cas de la détermination de la ténacité d'un matériau (12, 109).

Une étude menée par le fabricant Ivoclar-Vivadent selon la norme NF EN ISO 6872 a permis de calculer une valeur de la ténacité de la céramique IPS e.max® Press de 2,5 à 3 $\text{MPa}/\text{m}^{1/2}$ **(106)**. L'étude de *Stawarczyk et coll* réalisée elle aussi selon la méthode SEVNB corrobore ces résultats : les auteurs ont calculé une valeur moyenne du coefficient d'intensité de contraintes K_{IC} de 2,76 +/- 0,4 $\text{MPa}/\text{m}^{1/2}$ pour le matériau IPS e.max® Press **(82)**. Cette résistance à la fracture est relativement faible si nous comparons cette céramique à la zircone : la valeur moyenne de la ténacité de cette dernière varie de 7 à 10 $\text{MPa}/\text{m}^{1/2}$ selon les procédures d'essais. L'intérêt du calcul de la ténacité d'un matériau in vitro est l'estimation de sa performance clinique. Ce sujet

sera développé dans la revue de la littérature de la céramique IPS e.max[®] Press (**42, 73**).

La résistance à la propagation de fissures d'une céramique provient de sa microstructure. Plusieurs études démontrent cette affirmation, dont l'étude d'*Hallmann et Coll* (**50**). En effet des auteurs ont déduit que l'augmentation du pourcentage en volume des cristaux ainsi que celle de la taille de ces cristaux dans une certaine limite améliore la ténacité d'une céramique. L'étude de la résistance à la rupture du matériau IPS e.max[®] Press par rapport à la version usinée de l'IPS e.max[®] (IPS e.max[®] CAD) illustre ce propos. De même que la résistance en flexion, la ténacité de la céramique IPS e.max[®] Press représentée par le K_{IC} est supérieure à celle de l'IPS e.max[®] CAD. L'augmentation de la résistance à la rupture s'explique par la longueur plus importante des cristaux de disilicate de lithium de l'IPS e.max[®] Press (de 3 à 6 μm contre 0,5 à 4 μm en technique usinée) nécessitant une plus grande énergie pour casser le matériau. Cependant les valeurs de ténacité de cette étude ne peuvent être comparées aux valeurs précédentes car *Alkadi et coll* ont utilisé une autre méthode d'essai (**3, 4**).

Auteurs	Ivoclar-Vivadent (2019)	Stawarczyk et coll (2020)	Alkadi et Ruse (2016)
Méthode d'essai de ténacité	SEVNB	SEVNB	NTP (Notchless Triangular Prism) ¹
Valeur moyenne de la ténacité d'échantillons en céramique pressée IPS e.max [®] Press exprimée par le K_{IC} (MPa/m ^{1/2})	2,5 à 3	2,76	2,5

Tableau 6 : Synthèse des valeurs moyennes de la ténacité de spécimens en céramique pressée IPS e.max[®] Press selon différents auteurs et leurs méthodes d'essai de ténacité (**4, 82, 106**)

¹ Des échantillons sont préparés en forme de prisme triangulaire. Un disque de diamant tranchant crée un défaut à la surface de l'échantillon puis une charge est appliquée sur l'échantillon (**4**).

2.2.4. Dureté et abrasivité

La valeur de dureté traduit la résistance d'une céramique à sa pénétration en surface par un indenteur. La dureté Vickers est celle la plus couramment mesurée. Un indenteur de forme pyramidale est appliqué avec une charge constante à la surface d'un échantillon. Les deux diagonales de l'empreinte réalisée par l'indenteur dans le spécimen sont ensuite mesurées et la valeur de dureté est calculée. Plus l'empreinte de l'indenteur est petite, plus la dureté du matériau est élevée **(21, 32, 109)**.

La dureté Vickers est exprimée en HV (Hardness Vickers) ou en GPa. La dureté d'un matériau indique sa résistance à l'abrasion et ainsi est un facteur déterminant dans l'étape de finition et de polissage de la restauration prothétique.

Le fabricant de la céramique IPS e.max[®] Press Ivoclar-Vivadent indique une dureté Vickers de 5,8 GPa **(99)**. *Hallmann et coll* ont étudié la dureté du matériau IPS e.max[®] Press après pressée et après stratification. Selon la méthode de Vickers, les auteurs calculent une valeur de dureté après pressée légèrement supérieure à celle du fabricant (6,1 GPa). Le traitement de stratification ne semble pas avoir d'incidence sur la dureté de cette céramique, la valeur de dureté étant identique avant et après cette étape **(42)**.

Auteurs	Après pressée		Après stratification
	Ivoclar-Vivadent (2011)	Hallmann et coll (2019)	Hallmann et coll (2019)
Valeur moyenne de la dureté d'échantillons en céramique pressée IPS e.max [®] Press (dureté Vickers en GPa)	5,8	6,1	6,1

Tableau 7 : Synthèse des valeurs moyennes de dureté Vickers exprimées en GPa d'échantillons pressés en céramique IPS e.max[®] Press selon différents auteurs, après pressée et après stratification **(42, 99)**

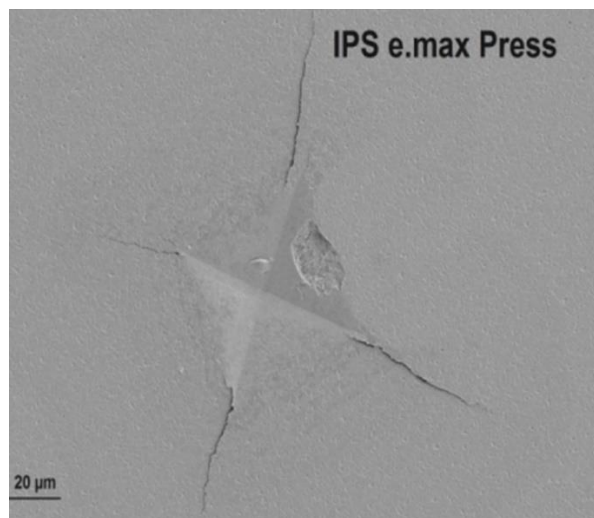


Figure 19 : Empreinte de l'indenteur Vickers à la surface de la céramique IPS e.max[®] Press (cliché de microscopie électronique à balayage) **(42)**

La valeur de dureté de la céramique IPS e.max[®] Press est très supérieure à celle de l'émail (0,48 GPa) **(58)**. En odontologie, l'abrasion de l'émail se définit par des frictions d'un élément étranger. L'absence de convexité au niveau des cuspidés et les bords à angles vifs sont caractéristiques des lésions d'abrasion. Le potentiel abrasif du matériau vis-à-vis de l'émail a été étudié en mesurant la perte volumétrique ou verticale de l'émail antagoniste. Peu d'études cliniques ont été effectuées à ce sujet, néanmoins celle de *Esquivel-Upshaw et coll* parue en 2012 **(31)** est très pertinente car les auteurs ont réalisé un essai contrôlé randomisé, de grade B selon l'ANAES (agence nationale de l'accréditation et de l'évaluation en santé) **(96)**.

Cette étude complète analyse à la fois les principales localisations d'usure de l'émail engendrée par la pose d'une restauration en céramique dans la cavité orale et l'usure de la céramique IPS e.max[®] Press elle-même. L'usure de l'émail antagoniste, controlatéral et controlatéral antagoniste a été quantifiée en mesurant la perte verticale pendant trois ans à l'aide d'empreintes prises chaque année. Cette étude s'intéresse à des couronnes unitaires recouvrant des prémolaires et molaires monolithiques en céramique IPS e.max[®] Press glacées avec IPS e.max[®] Ceram. Les conclusions de cet essai sont les suivantes :

- Les couronnes monolithiques réalisées en IPS e.max[®] Press et glacées ne provoquent pas une usure excessive de l'émail antagoniste. En effet l'usure n'est pas significativement différente entre les groupes céramique / émail et émail / émail ;
- De la même façon l'usure moyenne du matériau IPS e.max[®] Press après trois ans est comparable à celle de l'émail antagoniste ;
- L'usure de l'émail est dépendante de la localisation sur les arcades dentaires. En revanche il n'y a aucune relation avec la force de mastication ;
- L'émail controlatéral antagoniste étudié seul présente l'usure la plus importante. D'autres études devront déterminer les causes de cette majoration de l'usure de l'émail ;
- Selon les auteurs, la céramique IPS e.max[®] Press est un matériau de reconstitution prothétique de choix avec un **potentiel d'usure par abrasion faible (31)**.

Plusieurs études ont démontré que l'usure de l'émail antagoniste engendrée par les céramiques est davantage corrélée à la rugosité de leur surface qu'à leur valeur de dureté **(84)**. En effet l'un des principaux facteurs de l'abrasivité d'une céramique est l'état de sa surface initial mais aussi plusieurs années après le collage. C'est pourquoi tous les auteurs s'accordent sur l'importance absolue du polissage minutieux des points de contact occlusaux des restaurations à base de disilicate de lithium et de zirconium lors de la pose de la prothèse puis à intervalles réguliers afin de minimiser leur rugosité et leur abrasivité. Une étude in vitro montre ainsi qu'une couronne en matériau IPS e.max[®] glacée cause après 120 000 cycles une usure de l'émail antagoniste plus de deux fois supérieure à celle de l'émail sain par l'élimination de la glasure **(79, 116)**. La diminution de la rugosité par le polissage contribue également à lutter contre l'adhésion du biofilm bactérien à la restauration.

L'étude in vitro de *Lawson et coll* parue en 2014 a comparé des échantillons pressés en céramique IPS e.max[®] Press sans polissage, avec polissage et avec glaçage **(59)**. L'usure de l'émail antagoniste a été quantifiée par perte volumétrique. À l'instar de l'étude in vivo précédente, les auteurs mesurent une usure de l'émail par les spécimens en IPS e.max[®] Press similaire à celle naturelle. Bien que les échantillons polis et glacés engendrent une usure de l'émail antagoniste statistiquement

équivalente, seuls les échantillons polis entraînent une usure moindre de l'émail par rapport au groupe « sans polissage ». **Cette étude démontre ainsi l'importance du polissage des reconstitutions par ce type de matériau.** *Les étapes de finition et de polissage des prothèses en céramique IPS e.max[®] Press seront décrites dans la dernière partie de ce travail.*

Dans les cas d'une usure émail contre émail ou bien d'échantillons en matériau IPS e.max[®] Press avec l'émail antagoniste, *Sripetchdanond et coll* ont déduit dans leur étude in vitro que la rugosité de l'émail est significativement augmentée. L'usure de l'émail comme celui des céramiques serait la conséquence de microfissures. Ce mécanisme serait responsable de la rupture en surface des céramiques. Une céramique rugueuse peut à la suite causer les mêmes dommages aux surfaces amélares **(7, 84)**. En dépit de l'absence de standardisation des tests d'usure, ce processus expliquerait que plusieurs auteurs mesurent une usure de l'émail antagoniste par des spécimens en zircone légèrement inférieure à celle de l'émail naturel et celle engendrée par des échantillons en céramique IPS e.max[®] Press. En effet comme nous l'avons vu dans la première partie, la spécificité de la structure cristalline du dioxyde de zirconium le rend plus résistant aux microfissures **(59, 84)**. Lors de la restauration de deux dents antagonistes, le même matériau doit être utilisé afin que les propriétés mécaniques soient identiques et d'éviter l'usure d'un élément prothétique par rapport à l'autre.

Auteurs	Esquivel- Upshaw et coll (2012)	Raux et Bernard (2018)	Lawson et coll (2014)
Type d'étude	In vivo, essai contrôlé randomisé	In vitro	In vitro
Échantillons en céramique pressée IPS e.max® Press et type de finition de ces échantillons	Couronnes unitaires glacées	Couronnes unitaires glacées	Échantillons pressés sans polissage, avec polissage et avec glaçage
Type de mesure de l'usure de l'émail antagoniste	Perte verticale mesurée chaque année pendant trois ans	Non renseigné	Perte volumétrique
Méthode utilisée pour user l'émail antagoniste	/	120 000 cycles de mastication	400 000 cycles de mastication
Résultats en terme d'usure de l'émail antagoniste	Usure similaire à celle naturelle	Usure plus de deux fois supérieure à celle naturelle par la perte de la glasure	Usure similaire à celle naturelle ; les échantillons polis engendrent le moins d'usure

Tableau 8 : Comparaison des résultats de différentes études menées sur l'usure de l'émail antagoniste causée par des échantillons pressés en céramique IPS e.max® Press (31, 59, 79)

2.2.5. Facteurs influençant la résistance mécanique

2.2.5.1. Microstructure du matériau

La microstructure de la céramique IPS e.max® Press explique ses propriétés mécaniques. La pressée de la céramique conduit à aligner les cristaux parallèlement à la direction de frittage. Après la pressée de l'infrastructure, la stratification augmente la longueur des cristaux de disilicate de lithium d'après l'étude d'*Hallmann et coll.* Les cristaux ont alors un aspect long et fin. Il en résulte un ensemble de cristaux imbriqués dans la matrice vitreuse verrouillé. L'initiation d'une fissure se situant perpendiculairement à la surface du matériau, les cristaux dévient son trajet, ce qui permet une amélioration de la résistance mécanique de cette céramique **(42, 91)**. L'importance de la phase cristalline en volume par rapport à la phase vitreuse augmente également la résistance mécanique.

2.2.5.2. Contraintes internes, température de frittage et cycles de cuisson

La résistance à la flexion de la céramique IPS e.max® Press est améliorée grâce à la pressée du matériau et sa stratification. La céramique subit des contraintes qui sont dues à une différence de coefficient de dilatation thermique (CDT) entre la phase cristalline et la matrice vitreuse et à la taille plus importante des cristaux de disilicate de lithium sous l'effet de l'augmentation de la température de frittage. Une étude a montré que les contraintes résiduelles se développent avec l'augmentation de la longueur de ces cristaux **(43, 62)**. Selon eux, l'ensemble qui était verrouillé jusqu'alors est contré par des forces de traction au sein de la phase vitreuse. Ceci entraîne une diminution de la résistance en flexion du matériau.

De même, une température de pressée trop élevée et/ou de nombreux cycles de cuisson engendrent une dissolution des cristaux dispersés dans la phase vitreuse conduisant à une détérioration des propriétés mécaniques de la céramique **(20, 21, 69, 88)**. Il est fondamental de respecter les recommandations du fabricant.

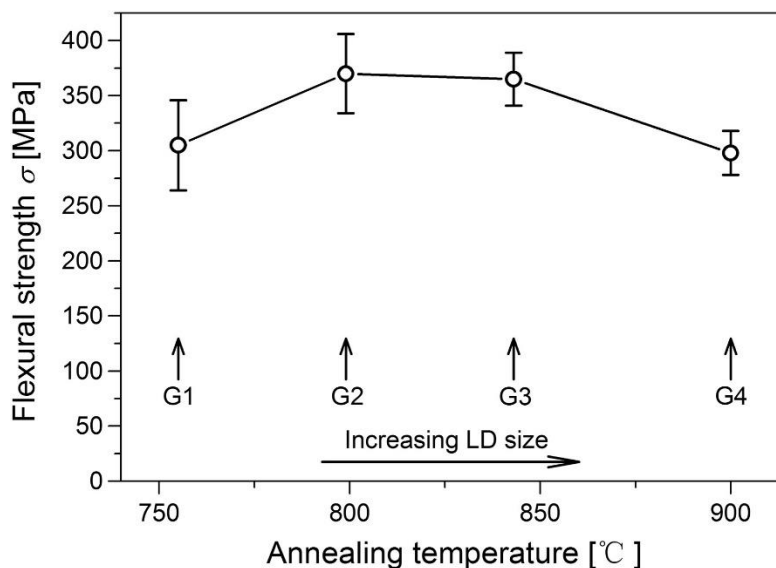


Figure 20 : Variation de la résistance à la flexion d'échantillons pressés de céramique IPS e.max[®] Press selon la température de frittage et la longueur des cristaux de disilicate de lithium **(43, 62)**

La liaison céramo-céramique est aussi un siège de contraintes résultant du différentiel de coefficient de dilatation thermique (CDT) entre la céramique d'infrastructure et la céramique cosmétique. Le fabricant recommande l'utilisation de la céramique IPS e.max[®] Ceram qui a été conçue pour réduire au maximum ces forces pour réaliser une stratification. Les deux matériaux présentent en effet des CDT proches ($9,5 \cdot 10^{-6}/K$ pour l'IPS e.max[®] Ceram et $10,5 \cdot 10^{-6}/K$ pour l'IPS e.max[®] Press) **(73, 107)**.

2.2.5.3. Taux de porosité

Les défauts provenant de la mise en forme de la céramique, du montage de la poudre de céramique, de la cuisson et du glaçage retentissent sur sa résistance mécanique et ses propriétés optiques. Ces défauts sont le siège de l'initiation de microfissures au sein du matériau.

Le taux de porosité dépend de la granulométrie des cristaux dans la matrice vitreuse et du procédé de mise en œuvre de la pâte crue. La finesse des cristaux de l'IPS e.max[®] Press lui confère un faible taux de porosité. La cuisson sous vide permet également de réduire le taux de porosité de 4 à 0,1 % **(22, 69, 88)**.

2.2.5.4. État de surface

Afin d'éviter la propagation de microfissures, la diminution des défauts à la surface de la céramique est indispensable grâce au polissage mécanique à grains fins. Le glaçage thermique avec IPS Ivocolor Glaze du fabricant Ivoclar-Vivadent est intéressant car il comble les défauts et les microfissures et améliore ainsi les propriétés mécaniques de la prothèse. Cependant comme nous l'avons vu auparavant, ce traitement thermique est éliminé à moyen terme par les mouvements d'abrasion répétés. **Il est donc nécessaire de repolir régulièrement les restaurations en matériau IPS e.max® Press (21, 22, 69, 88, 111, 116).** Des facteurs cliniques tels que le type de préparation dentaire et le protocole de collage influencent aussi la résistance mécanique de la prothèse en céramique IPS e.max® Press. *Leur impact sera développé dans la dernière partie de cette thèse.*

2.3. Propriétés physiques

2.3.1. Propriétés électriques

Les céramiques sont des isolants électriques. En effet les charges électriques ne circulent que par diffusion d'ions **(77)**. Cette propriété des céramiques explique leur haute résistance à la corrosion intra-buccale à l'inverse des alliages. La libération de produits de corrosion n'est pas négligeable car elle peut engendrer des sensibilisations allergiques ainsi qu'une inflammation de la gencive marginale en regard de la prothèse métallique chez des patients dont l'hygiène bucco-dentaire est très satisfaisante **(17)**.

2.3.2. Propriétés thermiques

2.3.2.1. Conductivité thermique

La conductivité thermique des céramiques est corrélée à leur conductivité électrique. Elle définit la capacité d'un matériau à conduire la chaleur. Les céramiques sont donc des isolants thermiques, leur conductivité thermique est très faible ($0,01 \text{ J/s/cm}^2$, similaire à celles de l'émail et de la dentine) **(41)**. Cette propriété leur permet de protéger les tubulis dentinaires reliés à la pulpe et les matériaux d'assemblage des variations de température intra-orale et évite ainsi la sensibilité dentaire **(68, 77, 117)**.

2.3.2.2. Coefficient de dilatation thermique (CDT)

Au cours de la pressée de la céramique IPS e.max[®] Press, deux températures peuvent être distinguées : la température de frittage et la température de transition vitreuse. À la température de frittage, la viscosité du matériau est très faible. Puis lors du refroidissement du matériau, la température de transition vitreuse est celle où celui-ci commence à se rétracter.

Le coefficient de dilatation thermique (CDT) caractérise les variations dimensionnelles d'un matériau selon l'évolution de sa température (en dessous de la température de transition vitreuse). Il s'exprime en $10^{-6}/\text{K}$. La valeur du CDT est d'autant plus grande qu'il y a une expansion de volume de la céramique lors de la pressée et une rétraction quand elle refroidit. La céramique IPS e.max[®] Press a un CDT de $10,5 \cdot 10^{-6}/\text{K}$ **(73, 107)**.

Ainsi qu'il a été décrit dans la sous-partie s'intéressant aux facteurs qui influencent la résistance mécanique du matériau, des valeurs de CDT similaires sont indispensables à l'établissement d'une liaison matériau d'infrastructure – céramique cosmétique de qualité. Celles-ci permettent en effet de réduire les échecs par délamination des restaurations. Les fabricants peuvent corriger le CDT d'une céramique en faisant varier le pourcentage de K_2O dans la phase vitreuse **(28, 77)**.

2.3.3. Propriétés optiques

Les restaurations en céramique IPS e.max[®] Press sont dites biomimétiques, c'est-à-dire que leurs propriétés optiques sont proches de celles de l'émail. C'est pour cette raison qu'elles sont employées majoritairement en secteur antérieur, où l'intégration esthétique est primordiale à la réussite du traitement prothétique.

2.3.3.1. Quelques définitions

Lors de la conception d'une restauration, il est nécessaire de prendre en compte la couleur du pilier dentaire ou prothétique pour le choix de l'opacité de son armature. Une infrastructure peu opaque sera privilégiée dans le cas d'une préparation légèrement dyschromiée ou non afin que la lumière incidente soit diffusée de la couronne jusqu'au niveau de la racine de la dent et des tissus marginaux. À l'inverse, il est judicieux de réaliser une armature en céramique relativement opaque pour masquer un pilier coloré ou une reconstitution corono-radiculaire métallique sur une dent dépulpée par exemple afin d'obtenir un bon rendu esthétique. L'étude de *Pires et coll* recommande de choisir uniquement une infrastructure en céramique IPS e.max[®] Press HO (High Opacity) par-dessus laquelle sera stratifiée la céramique cosmétique IPS e.max[®] Ceram dans le cas d'un pilier métallique **(32, 75)**.

La translucidité est caractérisée par le phénomène de réfraction pour lequel un faisceau de lumière incident connaît une modification de sa trajectoire et sa vitesse. Ainsi un objet se situant derrière un milieu translucide n'est pas distingué nettement et sa couleur est dépendante de celle de l'élément interposé. Opposé à l'opacité, ce paramètre est en majeure partie responsable du passage de la lumière au sein de l'élément prothétique **(26, 32)**.

La luminosité définit la quantité de lumière réfléchie par le matériau, plus précisément la quantité de blanc que comporte la couleur. La luminosité augmente avec la diminution de la translucidité.

La lumière blanche visible est une onde électromagnétique définie par une longueur d'onde. L'opalescence est la propriété d'un matériau translucide de transmettre les longueurs d'onde rouges - oranges et réfléchir celles du domaine bleu - violet. L'effet d'opalescence retrouvé sur certaines restaurations en céramique IPS e.max® Press mime celui de l'émail des incisives centrales maxillaires. En effet il existe une zone opalescente située entre les mamelons dentinaires au niveau du bord libre de ces incisives. L'émail est le seul constituant de la dent présentant cette propriété **(32)**.



Figures 21 et 22 : Cas d'une couronne en céramique IPS e.max® Press sur 11 élaborée par Oliver Brix, prothésiste dentaire en Allemagne **(113)**. Noter l'effet d'opalescence visible au niveau du bord libre de la restauration semblable à celui de l'émail naturel sur 21.

2.3.3.2. Propriétés optiques

Les propriétés optiques d'un procédé céramo-céramique et plus particulièrement de la céramique IPS e.max® Press sont dépendantes d'un ensemble de facteurs intrinsèques au matériau mais aussi extrinsèques.

Les facteurs intrinsèques sont la translucidité du matériau, sa microstructure, l'épaisseur de la prothèse et son état de surface.

D'autres facteurs sont impliqués tels que la couleur et le type de la préparation sous-jacente, la couleur et le mode d'assemblage de la prothèse ainsi que la longueur d'onde de la lumière incidente. L'impression visuelle de l'opérateur constitue une synthèse de l'ensemble de ces paramètres **(32, 75)**.

Selon *Margossian et coll*, seules les céramiques IPS e.max[®] Press HT, MT et LT sont des matériaux translucides. La diminution du niveau de translucidité de l'IPS e.max[®] Press MO et HO les classe dans la catégorie des systèmes semi-translucides. À titre de comparaison, l'émail est un tissu minéralisé semi-translucide et la dentine sous-jacente est semi-opaque. Il est important de noter que la translucidité des procédés translucides est très dépendante de l'épaisseur de la restauration par rapport aux matériaux semi-translucides. Ce paramètre doit être considéré lors de l'élaboration du projet prothétique **(69)**.

Au sein de la gamme IPS e.max[®] Press, les différences de translucidité entre les céramiques sont primordiales à prendre en compte pour la réussite de l'intégration esthétique de la prothèse. Dans leur étude in vitro, *Pires et coll* ont démontré de même que d'autres auteurs que les différences de couleur (ΔE) des spécimens en céramique LT sont plus marquées par rapport à ceux en céramique HO avant et après collage au pilier dentaire avec le composite de collage Variolink II (Ivoclar-Vivadent), quel que soit la couleur du substrat et l'épaisseur de l'élément prothétique. Dans le cas d'une restauration en céramique IPS e.max[®] Press HO, ces auteurs suggèrent une épaisseur de 1,5 mm permettant de masquer l'opacité de l'armature de façon à obtenir un résultat esthétique satisfaisant tout en respectant le principe d'économie tissulaire **(75)**.

L'impact de la couleur du composite de collage sur la couleur finale de la reconstitution semble plus limité. En effet l'estimation de l'influence de la couleur du composite de collage sur la couleur finale de la prothèse varie entre 10 et 15 % pour les céramiques translucides. Il n'est pas possible de corriger la couleur d'une restauration par la couleur du composite de collage associé. Les colles colorées de la gamme Variolink Esthetic (Ivoclar-Vivadent) permettent néanmoins d'optimiser le rendu esthétique des prothèses en céramique IPS e.max[®] Press comme l'ont montré *Michel et Elie (71, 75)*.

La microstructure du matériau explique ses propriétés mécaniques et optiques. *Wang et coll* confirment que la valeur du paramètre de translucidité (TP) de la céramique IPS e.max® Press HO est inférieure à celles des autres céramiques de la gamme. L'étude de sa microstructure révèle des cristaux plus petits. D'après ces auteurs, cette microstructure entrainerait une dispersion et une réflexion plus importante des faisceaux lumineux et ainsi moins de transmission à travers l'élément prothétique **(91)**.

L'augmentation du nombre de cuissons de la céramique conduit à une différence de couleur (ΔE) des spécimens d'après l'étude in vitro de *Bayindir et Osbayram*. En revanche elle ne semble pas affecter la translucidité du matériau (valeur du paramètre de translucidité TP) **(9)**.

Le céramiste, par sa maîtrise des procédés de stratification et de caractérisation des reconstitutions, joue un rôle majeur dans la réussite de l'intégration esthétique de la prothèse.

2.4. Propriétés biologiques

2.4.1. Biocompatibilité

La biocompatibilité en odontologie se définit par la capacité d'un matériau à engendrer une réponse biologique appropriée des tissus buccaux pour un usage donné. Les céramiques sont biocompatibles. Leur inertie chimique trouve son origine au niveau des liaisons fortes reliant les atomes. Leur dégradation chimique est ainsi très faible.

Les céramiques dentaires sont des biomatériaux dits bio-inertes. En effet elles ne génèrent aucune couche fibreuse entre la prothèse et les tissus marginaux donc aucune inflammation chronique à leur contact. D'autre part, l'absence de liaison chimique avec les tissus environnants les oppose aux biomatériaux bioactifs **(41, 73)**.

2.4.2. Biocompatibilité de la céramique IPS e.max® Press

Un matériau est dit cytotoxique lorsqu'il engendre la mort cellulaire. Peu d'études ont été réalisées sur la biocompatibilité de cette céramique, néanmoins sa cytotoxicité a été évaluée.

En 2013, l'IPS emax® Press n'est pas considérée comme un matériau entièrement biocompatible selon *Kilic et coll (50)*. À l'inverse, *Brunot-Gohin et coll* observent dans leurs études in vitro parues en 2013 et 2016 (**14, 15**) que les cellules prolifèrent et adhèrent à la surface de l'IPS e.max® Press. Depuis le début de la commercialisation du matériau, aucun effet indésirable n'a été rapporté. Ainsi aucune cytotoxicité n'a été déterminée pour la céramique IPS e.max® Press (**8, 14, 15, 47**). **Le manque d'uniformisation des protocoles d'étude in vitro explique que les auteurs ne soient pas unanimes sur l'absence de cytotoxicité de ce matériau (14, 15, 47).**

De plus elle présente un faible potentiel d'hypersensibilité et d'irritation par rapport aux autres matériaux dentaires (**99**).

L'état de surface de la prothèse influence sa biocompatibilité. Il est nécessaire de réaliser un polissage soigneux des restaurations afin d'éliminer les porosités, facteurs de rétention de la plaque bactérienne. Un état de surface rugueux peut engendrer une inflammation parodontale. *Brunot-Gohin et coll* démontrent dans leur étude de 2013 qu'une surface de cette céramique polie génère une meilleure adhésion cellulaire qu'une surface glacée. Les microporosités sont néanmoins importantes car elles augmentent l'adhésion des cellules à la surface d'échantillons en céramique IPS e.max® Press (**14, 15, 47**).

Il en est de même pour le placement de la limite cervicale prothétique. L'intégration esthétique des céramiques rend la situation sous-gingivale d'une limite moins pertinente par rapport à une restauration céramo-métallique. Certains cas nécessitent de réaliser une préparation juxta ou sous-gingivale. Le surcontour par rapport à la limite de la préparation génère une rétention du biofilm bactérien à l'origine d'une inflammation chronique du parodonte. Il peut à la suite provoquer des caries et une résorption osseuse à moyen terme. Ainsi, aucun surcontour de la prothèse ne doit exister (**41**).

2.4.3. Solubilité chimique

La norme NF EN ISO 6872 décrit le test de solubilité chimique d'un biomatériau dentaire. Un spécimen en céramique est placé dans une solution d'acide acétique à 4% et d'eau pendant 16 heures. La mesure de solubilité chimique représente la capacité d'un matériau à résister à l'action chimique d'un liquide simulant la salive.

La solubilité chimique est définie par la perte de masse dont l'unité est le $\mu\text{g}/\text{cm}^2$. La valeur de solubilité chimique du matériau IPS e.max[®] Press est de 40 +/- 10 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ selon la norme NF EN ISO 6872. La céramique respecte ainsi la réglementation dont la limite est fixée à 100 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ **(73, 99)**.

2.4.4. Radioactivité

D'infimes particules d'uranium ou de thorium peuvent être retrouvées dans les matières premières extraites à l'état naturel ou dans les pigments utilisés pour la conception des céramiques dentaires. Les valeurs de radioactivité de la céramique IPS e.max[®] Press mesurées selon la norme NF EN ISO 6872 : 2008 sont très faibles et inférieures à la limite fixée par cette norme. Ces valeurs sont comparables à celles de l'activité de la croûte terrestre.

	²³⁸ U [Bq/g]	²³² Th [Bq/g]
IPS e.max [®] Press	< 0,030	< 0,030
Valeur seuil selon la norme ISO 6872:2008	1,000	-

Tableau 9 : Radioactivité de la céramique IPS e.max[®] Press **(99)**

2.4.5. Risques biologiques pour les utilisateurs et les patients

L'inhalation de poussières lors de la conception des restaurations en céramique IPS e.max® Press pouvant être dangereuse pour la santé, le prothésiste doit travailler sous hotte aspirante et porter un masque de protection afin d'éviter tout risque. En ce qui concerne le chirurgien-dentiste, le risque est négligeable. La littérature considère que l'ingestion de fines particules consécutive aux ajustements effectués par le praticien ne présente pas de danger pour le patient **(99)**.

2.5. Revue de la littérature et indications en prothèse dento et implanto-portée

2.5.1. Revue de la littérature concernant le matériau en prothèse dento-portée

2.5.1.1. Matériel et méthodes

La recherche des articles a été conduite à l'aide des moteurs de recherches électroniques Medline/PubMed, Web of Science et Dentistry and Oral Sciences Source (DOSS). Les mots-clés suivants ont été choisis pour les trois moteurs de recherches : « IPS e.max® Press » AND « lithium disilicate » OR « all-ceramic system ». Afin de limiter le nombre de résultats, la recherche des articles a été portée sur ceux publiés entre 2018 et 2020. 179 articles ont été trouvés avec Web Of Science, 99 avec PubMed et 99 avec DOSS.

La lecture des titres et des résumés a engendré l'exclusion de 218 articles en raison d'un sujet différent de celui de notre travail (les articles exclus traitant spécifiquement de l'implantologie ou d'autres matériaux pour restaurations céramo-céramiques tels que la zircone ou l'alumine). 159 publications ont ainsi été retenues. Les critères d'exclusion sont les suivants :

- texte entier non accessible
- études in vitro
- méta-analyses
- céramiques à base de disilicate de lithium hors IPS e.max®
- céramique usinée IPS e.max® CAD

Après application des critères d'exclusion, 10 articles ont été retenus. Chaque article a ensuite été lu dans son intégralité afin de n'en conserver que les plus pertinents, en privilégiant notamment les articles qui ont plus grande valeur scientifique et en évitant les études portant sur un nombre de patients trop faible ($n < 20$) ce qui aboutit à 7 articles considérés pour notre revue. La bibliographie de chaque article a alors été analysée afin de repérer des publications pertinentes non trouvées par le processus de recherche initial, dont les textes intégraux sont recherchés puis ajoutés à la présente revue. Un article a ainsi été ajouté. Au final 8 articles internationaux sont inclus dans cette revue de la littérature de la céramique IPS e.max® Press en prothèse dento-portée. Tous les articles ont fait l'objet d'une lecture critique afin de mettre en évidence leur(s) idée(s) principale(s) et leur pertinence au regard de la méthodologie qui y est rapportée. La méthodologie de recherche est illustrée par la figure ci-dessous :

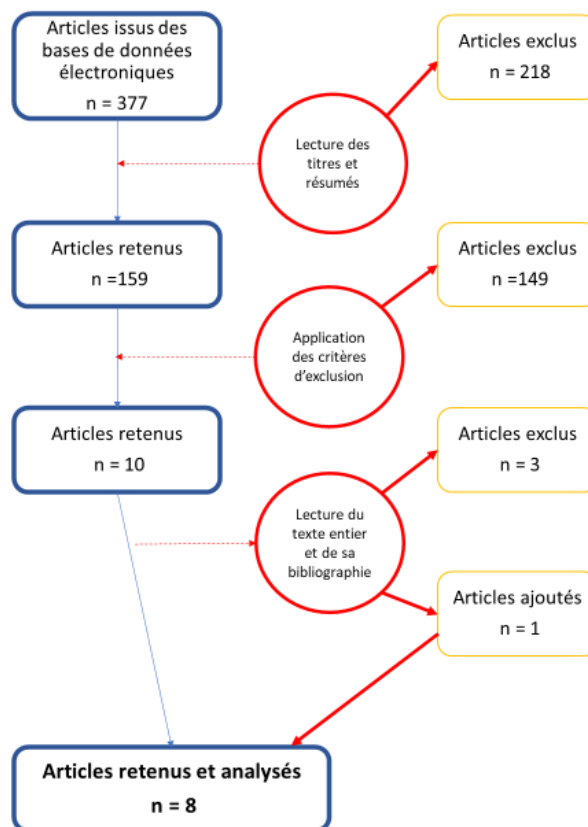


Figure 23 : Méthodologie de recherche de la revue de la littérature concernant la céramique IPS e.max® Press en prothèse dento-portée

2.5.1.2. Résultats

Auteurs	Titre de l' article	Objectifs - Idée principale	Résultats
Becker M et al. (2019) (10)	Fifteen-year outcome of posterior all-ceramic inlay-retained fixed dental prostheses	Étude clinique sur 15 ans pour évaluer le taux de survie de bridges partiels collés postérieurs (préparations dentaires en forme d' inlays) (n = 40) ou bridges mixtes collés postérieurs (préparation en forme d' inlay et préparation prémoilaire) (n = 5) en IPS e.max® Press remplaçant la deuxième prémoilaire ou la première molaire	Taux de survie des bridges partiels collés postérieurs : 57% à 5 ans, 38% à 8 ans et 22% à 15 ans Taux de survie des bridges mixtes collés postérieurs : 100% à 5 ans, 60% à 8 ans et 60% à 15 ans Ces indications en céramique IPS e.max® Press ne sont pas recommandées par les auteurs.
Brandt S et al. (2019) (97)	IPS e.max for all-ceramic restorations: clinical survival and success rates of full-coverage crowns and fixed partial dentures	Étude clinique rétrospective sur 5 ans pour évaluer le taux de survie de couronnes unitaires ou solidarisées et de prothèses partielles en disilicate de lithium dont la céramique IPS e.max® Press (n = 888)	Taux de survie des couronnes unitaires ou solidarisées en disilicate de lithium à 5 ans : 94,69% Taux de survie des prothèses partielles en disilicate de lithium à 5 ans : 90,58% Les auteurs recommandent l' usage du matériau IPS e.max® Press pour la réalisation de couronnes unitaires ou solidarisées et prothèses partielles. Cependant les conclusions de l' étude montrent une diminution significative du taux de survie des restaurations en disilicate de lithium lorsque la dent support est dépulpée.
Garling A et al. (2019) (39)	Fifteen-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic	Étude clinique prospective sur 15 ans pour évaluer le résultat clinique à long terme de bridges 3 éléments antérieurs (16%) et postérieurs (84%) monolithiques en céramique IPS e.max® Press (n=33). Les bridges postérieurs remplacent une prémoilaire ou une molaire selon le cas.	Taux de succès des bridges antérieurs et postérieurs : 69,7% à 10 ans, 30,9% à 15 ans Taux de survie des bridges antérieurs et postérieurs : 87,9% à 10 ans, 48,6% à 15 ans Bien que le taux de survie à 10 ans soit acceptable, les auteurs recommandent la réalisation de bridges céramo-métalliques qui présentent un taux de survie nettement supérieur ou monolithiques zircone en secteur postérieur. Ces résultats sont en accord avec les indications du fabricant qui préconise la réalisation de bridges 3 éléments remplaçant une dent jusqu' à la première prémoilaire uniquement.
Pousette Lundgren et al. (2018) (76)	Crown therapy in young individuals with amelogenesis imperfecta: long term follow-up of a randomized controlled trial	Essai clinique contrôlé randomisé sur 5 ans incluant 27 patients souffrant d' amélogénèse imparfaite sévère et âgés de 11 à 22 ans. Les patients ont bénéficié de couronnes antérieures et postérieures en céramique Procera® (n=119) et IPS e.max® Press (n=108) sur dents vitales (227 dents traitées). L' objectif de cette étude est d' évaluer le résultat de ce traitement prothétique précoce par rapport aux thérapeutiques provisoires par résine composite et ciment verre ionomère recommandées chez ces patients jusqu' à l' âge adulte.	Taux de survie des couronnes en céramique Procera® et IPS e.max® Press : 99,6% à 5 ans Taux de succès des couronnes en céramique Procera® et IPS e.max® Press : 94,7% à 5 ans Aucune différence significative n' a été constatée en termes de longévité et qualité entre les couronnes Procera® et celles en IPS e.max® Press. Les couronnes ont permis une diminution de la sensibilité dentaire éprouvée par les patients. Les auteurs considèrent qu' un traitement prothétique précoce avec des couronnes céramo-céramiques peut être recommandé chez les adolescents et jeunes adultes souffrant de formes sévères d' amélogénèse imparfaite.

Auteurs	Titre de l' article	Objectifs - Idée principale	Résultats
Malament KA et al. (2019) (66)	Ten-year survival of pressed, acid-etched e.max lithium disilicate monolithic and bilayered complete-coverage restorations: Performance and outcomes as a function of tooth position and age	Étude clinique sur 10 ans pour évaluer le taux de survie de restaurations monolithiques postérieures (n=1410) et stratifiées antérieures (n=550) en céramique IPS e.max® Press (n=1960) selon différentes variables : la position de la dent sur l' arcade, le sexe et l' âge principalement. Les restaurations étudiées sont majoritairement complètes incluant des couronnes unitaires et des restaurations avec cantilever antérieures sur dent ou implant ou les deux. Les autres prothèses réalisées sont des bridges partiels collés 3 éléments.	Taux de survie estimé des prothèses monolithiques postérieures : 96,5% après 10 ans Taux de survie estimé des restaurations stratifiées antérieures : 100% à 7,9 ans Aucun échec n' a été constaté parmi les restaurations sur incisive et les deuxième molaires sont les dents qui présentent le taux d' échec le plus élevé (0,57% par an). Parmi les variables qui influencent la longévité des prothèses en céramique IPS e.max® Press, il y a un risque relatif de 1,093 pour une restauration complète posée chez une femme par rapport à un homme. Il n' y a pas de différence significative selon l' âge. Les restaurations en céramique IPS e.max® Press montrent un excellent taux de survie à long terme quel que soit la variable étudiée.
Samer S et al. (2018) (80)	Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns after a mean duration of 3 years - a retrospective study	Étude clinique rétrospective sur 3 ans pour évaluer les taux de survie et de succès de couronnes unitaires antérieures (n = 79) et postérieures (n = 9) en céramique IPS e.max® Press (n = 88). Comparer les indicateurs parodontaux de dents restaurées avec une couronne en IPS e.max® Press par rapport à ceux de la dent contrôle controlatérale.	Taux de survie des couronnes unitaires antérieures et postérieures à 2 ans : 100% et à 3 ans : 97,7% Taux de succès des couronnes unitaires antérieures et postérieures à 3 ans : 96,6% Les fractures de la céramique constatées concernent des dents dépolées. Les dents couronnées en céramique IPS e.max® Press présentent des valeurs de profondeur de poche et des scores de saignement au sondage supérieurs à ceux des dents contrôlées controlatérales, en particulier lorsque la limite cervicale de la restauration est sous-gingivale. Les couronnes unitaires en céramique IPS e.max® Press semblent montrer des performances cliniques satisfaisantes en secteurs antérieur et postérieur. Les auteurs recommandent une limite cervicale juxta ou supra-gingivale lorsque l' esthétique le permet.
Zhang X et al. (2019) (95)	Glass-ceramic resin-bonded fixed partial dentures for replacing a single premolar tooth : a prospective investigation with a 4-year follow-up	Étude clinique prospective sur 4 ans pour déterminer le taux de survie de bridges partiels collés monolithiques 3 éléments remplaçant une prémolaire en céramique IPS e.max® Press (préparations en forme d' onlays, n=20)	Taux de survie des bridges partiels collés à 4 ans : 95% Les bridges partiels collés 3 éléments avec préparations en forme d' onlays et présentant une amélioration de la rétention en forme de C en lingual remplaçant une prémolaire en IPS e.max® Press constituent une bonne indication minimalement invasive. Néanmoins les limites de l' étude doivent être prises en compte et des études à long terme sont nécessaires.

Auteurs	Titre de l' article	Objectifs - Idée principale	Résultats
Van den Breemer CRG et al. (2019) (89)	Randomized clinical trial on the survival of lithium disilicate posterior partial restorations bonded using immediate or delayed dentin sealing after 3 years of function	Essai contrôlé randomisé clinique sur 3 ans incluant 30 patients recevant chacun deux restaurations partielles en céramique IPS e.max® Press monolithiques glacées : inlays, onlays ou overlays sur la première ou la deuxième molaire (n=60). Les dents traitées sont vitales et les plages de dentine exposée ont été obturées avec une hybridation dentinaire immédiate IDS (après la préparation dentaire, n=30) ou retardée DDS (juste avant le collage de la prothèse, n=30) pour chaque patient.	Taux de survie estimé des restaurations partielles postérieures avec IDS : 100% à 3 ans, avec DDS : 96,7% à 3 ans Taux de succès estimé des restaurations partielles postérieures avec IDS : 86,7% à 3 ans, avec DDS : 83,3% à 3 ans Aucune différence statistiquement significative n' a été trouvée en termes de taux de survie et de taux de succès entre les restaurations sur dents obturées avec une hybridation dentinaire immédiate et celles sur dents obturées avec une hybridation dentinaire retardée. D' après cette étude à court terme, les prothèses partielles en IPS e.max® Press sur molaires vitales ont un bon pronostic.

Tableaux 10, 11 et 12 : Synthèse de la revue de la littérature de la céramique IPS e.max® Press en prothèse dento-portée

2.5.2. Revue de la littérature concernant le matériau en prothèse implantoportée

2.5.2.1. Matériel et méthodes

La recherche des articles a été conduite à l'aide des moteurs de recherches électroniques Medline/PubMed, Web of Science et Dentistry and Oral Sciences Source (DOSS). Les mots-clés suivants ont été choisis pour les trois moteurs de recherches : « IPS e.max[®] Press » AND « lithium disilicate » OR « implant abutment ». Afin de limiter le nombre de résultats, la recherche des articles a été portée sur ceux publiés entre 2018 et 2020. 87 articles ont été trouvés avec PubMed. Dans le même objectif, les filtres « clinical trial » et « randomized controlled trial » ont été appliqués aux recherches avec Web of Science et DOSS. 136 publications ont été trouvées avec Web Of Science et 50 avec DOSS.

La lecture des titres et des résumés a engendré l'exclusion de 219 articles en raison d'un sujet différent de celui de notre travail (les articles exclus traitant de prothèse dento-portée ou de l'implantologie sans étudier la prothèse supra-implantaire). 54 publications ont ainsi été retenues. Les critères d'exclusion sont les suivants :

- texte entier non accessible
- études in vitro
- méta-analyses
- céramiques à base de disilicate de lithium hors IPS e.max[®]
- céramique usinée IPS e.max[®] CAD

Après application des critères d'exclusion, 5 articles ont été retenus. Chaque article a ensuite été lu dans son intégralité afin de n'en conserver que les plus pertinents, en privilégiant notamment les articles qui ont plus grande valeur scientifique et en évitant les études portant sur un nombre de patients trop faible ($n < 20$). Aucune étude n'a été exclue, ce qui aboutit à 5 articles considérés pour notre revue. La bibliographie de chaque article a alors été analysée afin de repérer des publications pertinentes non trouvées par le processus de recherche initial, dont les textes intégraux sont recherchés puis ajoutés à la présente revue. Un article a ainsi été ajouté. Bien que celui-ci ait été publié en 2016, cet article a été ajouté car le nombre

de patients inclus dans cette étude (141) est significativement plus important en comparaison aux nombres de patients inclus dans les autres publications retenues (de 20 à 44 patients). Au final 6 articles internationaux sont inclus dans cette revue de la littérature de la céramique IPS e.max® Press en prothèse implanto-portée. Tous les articles ont fait l'objet d'une lecture critique afin de mettre en évidence leur(s) idée(s) principale(s) et leur pertinence au regard de la méthodologie qui y est rapportée. La méthodologie de recherche est illustrée par la figure ci-dessous :

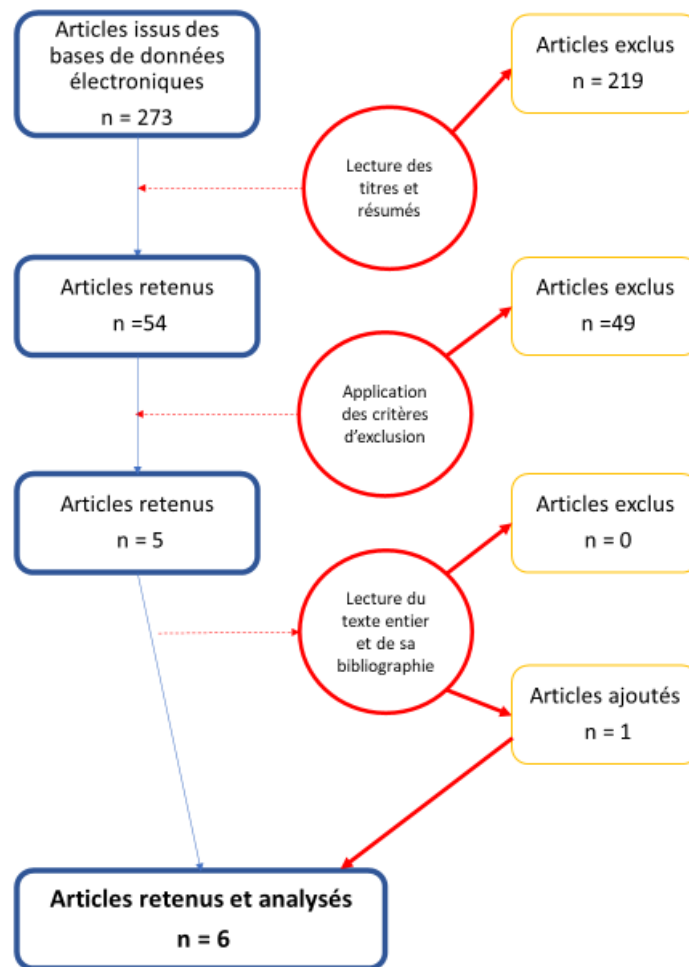


Figure 24 : Méthodologie de recherche de la revue de la littérature de la céramique IPS e.max® Press en prothèse implanto-portée

2.5.2.2. Résultats

Auteurs	Titre de l' article	Objectifs - Idée principale	Résultats
Kahramanoglu E et al. (2019) (499)	Clinical and radiographic evaluation of early loaded maxillary anterior implants : three-year follow-up	Étude clinique prospective sur 3 ans pour évaluer le résultat clinique et radiographique d' implants (Camlog Implant Systems) posés en situation antérieure maxillaire et mis en charge après trois semaines de cicatrisation (prothèse provisoire en résine méthacrylate). À la fin de la période d' ostéointégration de 8 semaines, une couronne unitaire en céramique IPS e.max® Press (n=29) est collée sur un pilier implantaire en titane revêtu de zircon. Les implants se situent pour la majorité en position des incisives et canines et quelques implants ont été posés pour remplacer une première prémolaire.	Taux de survie des implants : 100% à 3 ans Taux de succès des couronnes unitaires : 100% à 3 ans Tous les implants ont été ostéointégrés et la perte d' os marginal après 3 ans est acceptable (0,47 +/- 0,75 mm). Les mesures cliniques montrent une bonne santé des tissus mous péri-implantaires pour l' ensemble des patients. La pose de couronnes unitaires antérieures implanto-portées en céramique IPS e.max® Press avec mise en charge précoce de l' implant semble être un succès après 3 ans, néanmoins les résultats de cette étude doivent être confirmés au minimum par un suivi à 5 ans.
Kraus RD et al. (2019) (53)	Cemented vs screw-retained zirconia-based single implant reconstructions : a 3-year prospective randomized controlled clinical trial	Essai clinique contrôlé randomisé sur 3 ans pour évaluer le résultat clinique de couronnes unitaires implanto-portées collées (n=20) ou transvissées (n=24). Les sites d' implants (Osseospeed, DENTSPLY Implants) concernent au maxillaire et à la mandibule les incisives centrales et latérales, les canines et les prémolaires. Le pilier implantaire est un pilier personnalisé usiné en zircon (Atlantis, DENTSPLY Implants). Les couronnes collées au pilier en zircon sont en céramique IPS e.max® Press. En système transvissé, le pilier implantaire en zircon est directement stratifié.	Taux de survie des couronnes collées à 3 ans : 77,8% Taux de survie des piliers implantaires transvissés stratifiés à 3 ans : 81,8% Les fractures du pilier implantaire en zircon expliquent ces taux de survie faibles. Aucune fracture des couronnes en IPS e.max® Press n' a été observée. Selon les auteurs, les reconstitutions collées et transvissées montrent des résultats techniques, biologiques et radiographiques similaires. Cependant, la majorité des implants a été posée en secteur postérieur, ce qui explique probablement le nombre important de fractures des piliers implantaires (zone où les contraintes occlusales sont les plus fortes). C' est pourquoi d' autres auteurs recommandent d' utiliser les piliers implantaires en zirconie uniquement en secteur antérieur (36) .
Thoma DS et al. (2018) (85)	Early histological, microbiological, radiological, and clinical response to cemented and screw-retained all-ceramic single crowns	Essai clinique contrôlé randomisé sur 5 ans dont les premiers résultats ont été donnés après 6 mois d' observation pour évaluer le résultat clinique, radiologique, microbiologique et histologique de couronnes unitaires implanto-portées collées (n=17) ou transvissées (n=16). Les sites d' implants (Straumann) concernent au maxillaire et à la mandibule les incisives centrales et latérales, les canines et les prémolaires (répartition des sites d' implants équilibrée). Les couronnes stratifiées en céramique IPS e.max® Press sont collées à un pilier implantaire en zirconie (Straumann). En système transvissé, un pilier implantaire personnalisé en zirconie est directement stratifié (Straumann).	Taux de survie des implants et des restaurations : 100% à 6 mois Les résultats montrent un nombre plus important de cellules inflammatoires au niveau de la gencive kératinisée en regard des couronnes collées implanto-portées. 4 patients ont été testés positifs à des bactéries pathogènes parodontales et parmi eux 3 ont reçu une couronne collée. Les excès de colle mineurs mais qui ne peuvent être supprimés totalement sont responsables de ces résultats. Cependant après 6 mois aucune différence n' a été observée entre les deux types de reconstructions après comparaison des résultats radiologiques (niveau d' os marginal stable), cliniques (saignement au sondage et profondeur de sondage) et techniques.

Auteurs	Titre de l' article	Objectifs - Idée principale	Résultats
Eisner B et al. (2018) (30)	Three-year results of a randomized controlled clinical trial using submucosally veneered and unveneered zirconia abutments supporting all-ceramic single-implant crowns	Essai clinique contrôlé randomisé sur 3 ans pour évaluer le résultat clinique de couronnes unitaires implanto-portées collées en céramique IPS e.max® Press (n=20). Le groupe test (n=10) reçoit un pilier implantaire personnalisé usiné en zirconie (Atlantis, DENTSPLY Implants) et stratifié en céramique feldspathique rose au niveau de la partie sous-muqueuse pour améliorer le résultat esthétique. Le groupe contrôle (n=10) reçoit un pilier implantaire personnalisé usiné en zirconie sans stratification (Atlantis, DENTSPLY Implants). Les sites d' implants (Osseospeed, DENTSPLY Implants) concernent au maxillaire et à la mandibule 2 incisives et 8 prémolaires pour le groupe test et 8 incisives et 2 prémolaires pour le groupe contrôle.	Taux de survie des implants à 3 ans : 100% Taux de survie des restaurations à 3 ans : 95% (une fracture du pilier implantaire) Les couronnes unitaires implanto-portées en IPS e.max® Press ont fait l' objet de deux complications mineures seulement après 3 ans de suivi (écaillage mineur de la céramique pouvant être poli au fauteuil, une dans chaque groupe). Aucune différence statistiquement significative n' a été observée entre les deux groupes après comparaison des résultats cliniques, radiographiques (niveau d' os marginal) et techniques après 3 ans de suivi. Les deux reconstructions supra-implantaires montrent des résultats similaires après 3 ans de suivi. Cependant, de part le faible nombre de patients inclus dans l' étude, les résultats de cette étude doivent être considérés avec prudence.
Laass A et al. (2019) (55)	Randomized controlled clinical trial of all-ceramic single-tooth implant reconstructions using modified zirconia abutments : results at 5 years after loading	Essai clinique contrôlé randomisé sur 5 ans pour évaluer le résultat clinique de couronnes unitaires implanto-portées collées en céramique IPS e.max® Press (n=20). Le groupe test (n=10) reçoit un pilier implantaire personnalisé usiné en zirconie (Atlantis, DENTSPLY Implants) et stratifié en céramique feldspathique rose au niveau de la partie sous-muqueuse pour améliorer le résultat esthétique. Le groupe contrôle (n=10) reçoit un pilier implantaire personnalisé usiné en zirconie sans stratification (Atlantis, DENTSPLY Implants). Les sites d' implants (Osseospeed, DENTSPLY Implants) concernent au maxillaire et à la mandibule 2 incisives et 8 prémolaires pour le groupe test et 8 incisives et 2 prémolaires pour le groupe contrôle.	Taux de survie des implants à 5 ans : 100% Taux de survie des restaurations à 5 ans : 94,1% (une fracture du pilier implantaire) Les couronnes unitaires implanto-portées en IPS e.max® Press ont fait l' objet de deux complications mineures seulement après 5 ans de suivi (écaillage mineur de la céramique pouvant être poli au fauteuil, un dans chaque groupe). Les résultats montrent une profondeur de sondage significativement plus importante en regard des restaurations du groupe test après 5 ans de suivi. En revanche, les résultats radiographiques (niveau d' os marginal) et techniques sont similaires entre les deux groupes. Cette étude clinique à long terme montre que les couronnes unitaires implanto-portées en IPS e.max® Press peuvent être recommandées en secteur antérieur et prémolaire. Les auteurs considèrent que la stratification sous-muqueuse des piliers implantaires en zirconie doit être justifiée esthétiquement (épaisseur de gencive kératinisée inférieure à 1 mm) car elle altère les résultats cliniques (profondeur de sondage) et modifie les caractéristiques de surface du pilier implantaire.

Auteurs	Titre de l'article	Objectifs - Idée principale	Résultats
Cooper LF et al. (2016) (23)	Prospective assessment of CAD/CAM zirconia abutment and lithium disilicate crown restorations : 2.4 year results	Étude clinique prospective sur 2,4 ans pour évaluer le résultat clinique, biologique et technique de couronnes unitaires implanta-to-portées collées en céramique IPS e.max® Press monolithiques et glacées (n=110). 3 types d' interface pilier-implant (connexion interne) ont été utilisés. Les piliers implantaires sont des piliers personnalisés usinés en zircon (Atlantis, DENTSPLY Implants). Les sites d' implants concernent les incisives centrales et latérales, les canines et les premières prémolaires, avec une majorité d' implants posés pour remplacer une incisive.	Taux de survie des implants : 98,4% à 2,4 ans Taux de survie des restaurations : 100% à 2,4 ans Taux de complications : 6,5% à 2,4 ans Les complications techniques observées sont mineures et réversibles. Les complications biologiques représentent 4% des complications (saignement au sondage, infection). Les auteurs considèrent que les piliers personnalisés usinés en zircon associés aux couronnes en disilicate de lithium dans les cas de connexion pilier-implant interne peuvent être envisagés pour les restaurations unitaires du secteur antérieur incluant la première prémolaire. Néanmoins des études à long terme sont nécessaires pour valider cette affirmation.

Tableaux 13, 14 et 15 : Synthèse de la revue de la littérature de la céramique IPS e.max® Press en prothèse implanto-portée

2.5.3. Indications de la céramique IPS e.max® Press validées par la littérature

Afin d'analyser les résultats de cette revue de la littérature, il est important de distinguer le taux de survie du taux de succès. Le taux de survie définit la persistance de l'élément prothétique sur l'arcade sans complication nécessitant son remplacement (fracture majeure). Le taux de succès caractérise une prothèse n'ayant pas subi de complications mineures au cours de la période d'étude (décollement, écaillage mineur de la céramique pouvant être poli au fauteuil par exemple). Avant de présenter

deux arbres décisionnels pour guider le praticien dans sa pratique clinique, plusieurs éléments peuvent être remarqués.

Dans cette revue de la littérature de la céramique IPS e.max® Press en prothèse dento-portée entre 2018 et 2020, aucune étude clinique n'a analysé les facettes antérieures. Une étude clinique de 2014 incluant 28 patients montre des taux de survie élevés après deux ans quel que soit le type de préparation dentaire lorsque la préparation est uniquement amélaire ou comporte une plage dentinaire minimale (72). Néanmoins ces résultats doivent être confirmés par des études cliniques à long terme. En prothèse implanto-portée, la revue de la littérature entre 2018 et 2020 n'a pas permis d'étudier les couronnes unitaires implanto-portées en position molaire, les piliers implantaires anatomiques pour restaurations unitaires et les couronnes transvissées directement sur l'implant. Ces indications sont préconisées par le fabricant, cependant des études cliniques analysant ces paramètres restent nécessaires pour déterminer leur qualité et leur longévité.

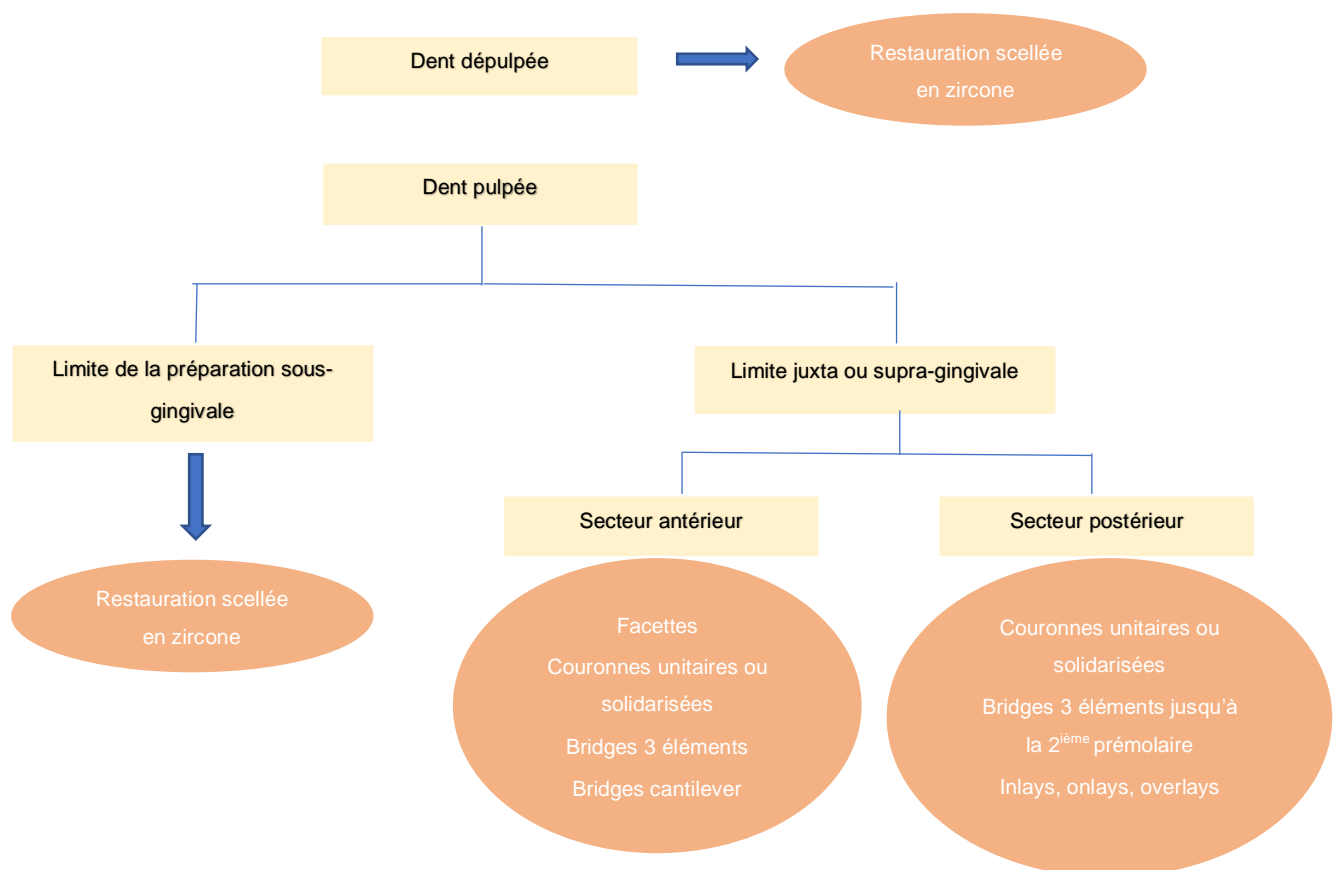


Figure 25 : Arbre décisionnel des indications validées par la littérature de la céramique IPS e.max® Press en prothèse dento-portée (10, 39, 66, 80, 89, 95, 97)

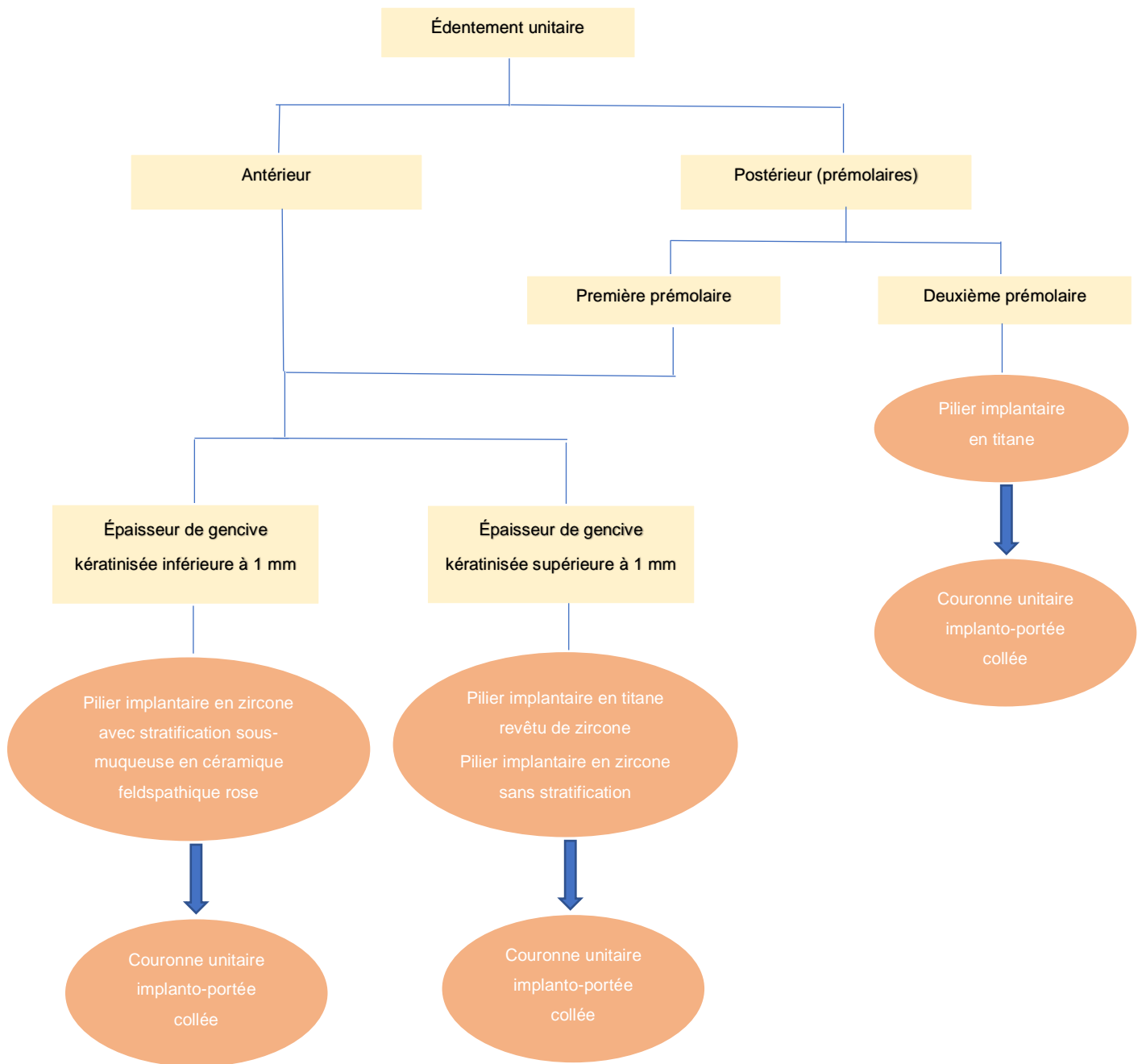


Figure 26 : Arbre décisionnel des indications validées par la littérature de la céramique IPS e.max® Press en prothèse implanto-portée (23, 36, 49, 55)

3. Réalisation clinique d'une facette céramo- céramique dento- portée avec le système IPS e.max[®] Press

3.1. Première consultation

3.1.1. Anamnèse

Lorsqu'un patient se rend pour la première fois chez un praticien, ce dernier réalise un questionnaire médical. Le questionnaire comprend l'historique des pathologies générales, les médications et éventuelles addictions (tabac, alcool, stupéfiants). Les allergies ou hypersensibilités éventuelles du patient sont également renseignées, notamment celles aux métaux (chrome, nickel), au latex et aux médicaments tels que les pénicillines par exemple. Il est judicieux également de demander au patient s'il a déjà éprouvé une réaction anormale à la suite d'une anesthésie locale ou loco-régionale dentaire. Ce questionnaire est ensuite renouvelé chaque année et il est précisé au patient de prévenir le praticien au moindre changement de son état de santé.

3.1.2. Attentes et exigence esthétique du patient

Il est essentiel de bien saisir la demande thérapeutique et esthétique du patient pour la réussite de la réhabilitation prothétique. Le chirurgien-dentiste devra évaluer la faisabilité de cette demande. Le projet prothétique prendra en compte la demande esthétique, qui peut être explicitée ou uniquement suggérée (effacer les signes de l'âge par exemple) selon les personnes. Il ne faut pas hésiter à discuter un moment avec son patient afin de déterminer clairement ses attentes.

3.1.3. Examen clinique et radiographique endo-buccal

L'examen clinique endo-buccal est un préalable à tout projet de traitement prothétique. En effet le praticien doit s'assurer par cet examen que les dents ainsi que le parodonte du patient sont indemnes de pathologie.

En premier lieu le praticien observe l'éventuelle présence de plaque bactérienne et/ou de tartre. Le traitement ne peut être réalisé que si l'hygiène bucco-dentaire du patient est satisfaisante car elle est indispensable à la pérennité des restaurations.

Les pathologies parodontales (gingivite et parodontite) sont décelées grâce à l'examen des tissus mous, au sondage parodontal et des radiographies rétro-alvéolaires. La mobilité dentaire doit être examinée.

Le chirurgien-dentiste détecte ensuite l'éventuelle présence de lésions carieuses par l'examen clinique et la réalisation de radiographies rétro-coronaires. L'orthopantomogramme (OPT) permet de s'assurer de l'absence de pathologie apicale. En cas de doute, il est nécessaire de prendre un cliché rétro-alvéolaire de la zone voire en seconde intention d'effectuer un CBCT. L'adaptation des restaurations existantes doit être également contrôlée. L'ensemble des soins doit être achevé avant de commencer la réalisation des prothèses. La présence de facettes d'abrasion au niveau des faces occlusales révèle un bruxisme.

L'examen de l'occlusion nous renseigne sur les critères que devra respecter le projet prothétique. Il comprend :

- l'examen de l'occlusion statique en OIM (occlusion d'intercuspidie maximale) : une éventuelle prématurité ainsi que les classes d'Angle canine et molaire sont déterminées ;
- l'examen de l'occlusion dynamique en diduction et propulsion.

3.1.4. Examen articulaire et musculaire

Avant l'examen, le chirurgien-dentiste questionne le patient sur une éventuelle douleur faciale le matin au réveil ou pendant la journée. Tout d'abord le trajet et l'amplitude d'ouverture buccale sont évalués. En cas de douleur, le praticien effectue une palpation des articulations temporo-mandibulaires (ATM) et musculaire bilatérale. La palpation articulaire permet de rechercher un claquement ou des crépitations lors de la motilité mandibulaire. L'examen radiographique précise ou confirme le diagnostic clinique de pathologie discale ou d'arthrose. En première intention, l'OPT permet d'éliminer un diagnostic différentiel (fracture du condyle, position des troisièmes molaires par exemple). L'IRM des ATM est l'examen de choix.

La palpation musculaire concerne dans l'ordre : temporal puis masséter, trapèzes puis para-vertébraux.

En cas de douleur faciale ou de bruxisme, le praticien pose une gouttière occlusale à porter la nuit après la réalisation du traitement prothétique. Cette gouttière a une action préventive sur les ruptures des restaurations en céramique lorsque le patient est bruxomane et peut diminuer les douleurs du patient au réveil par le relâchement musculaire qu'elle entraîne.

3.1.5. Analyse esthétique

3.1.5.1. Protocole photographique

La prise de photographies numériques est incontournable de la réalisation de restaurations esthétiques. La photographie numérique est utilisée pour l'analyse esthétique de la situation initiale et le suivi du plan de traitement. Cet outil améliore la communication à la fois entre le praticien et le prothésiste dentaire et entre le praticien et le patient. Un appareil photographique numérique de type reflex est conseillé pour cet usage permettant la prise de photographies de qualité. Le boîtier reflex, un objectif « macro » à focale fixe (entre 90 et 105 mm) et un flash « macro » sont nécessaires pour photographier l'ensemble des situations cliniques.

La British Academy of Cosmetic Dentistry (BACD) décrit un protocole standardisé de douze photographies afin d'effectuer une analyse esthétique de la denture du patient et des rapports avec le visage **(32)**. Ce protocole est celui de référence en dentisterie esthétique, il se compose des clichés suivants :

- Vue frontale du visage avec sourire naturel
- Vue frontale du sourire
- Vues trois quarts du sourire droit et gauche
- Vue frontale intra-buccale en désocclusion
- Vues de trois quarts droite et gauche intra-buccales en désocclusion
- Vue frontale des dents maxillaires antérieures avec contrasteur
- Vues de trois quarts droite et gauche des dents maxillaires antérieures avec contrasteur
- Vue occlusale maxillaire
- Vue occlusale mandibulaire.

3.1.5.2. Analyse esthétique de la face, de la denture et son intégration dans le visage du patient

3.1.5.2.1. Principaux critères esthétiques de la face au repos

L'analyse esthétique de la face de profil au repos est prépondérante car elle renseigne le praticien sur l'éventuelle nécessité de thérapeutiques préalables au traitement par facettes, à savoir l'orthodontie et/ou la chirurgie orthognathique. En accord avec la demande exprimée par le patient, le chirurgien-dentiste définit le plan de traitement. L'observation du profil du patient permet de déterminer l'**angle nasolabial**. Cet angle est formé par la ligne reliant le point sous-nasal au point le plus antérieur de la lèvre supérieure avec la ligne qui relie le point sous-nasal au bord inférieur du nez. Idéalement, il doit se situer entre 90 et 95° chez l'homme et entre 100 et 105° chez la femme. Les traitements par facettes ne peuvent corriger un angle nasolabial trop obtus du fait de leur faible épaisseur.

La **visibilité des incisives maxillaires au repos** lorsque les lèvres sont entrouvertes est un critère esthétique important. Elle est en moyenne de 1,9 mm chez l'homme et 3,4 mm chez la femme. Le sourire du patient paraît plus jeune par la restauration des longueurs des dents antérieures maxillaires.

3.1.5.2.2. Principaux critères esthétiques de la face lors du sourire

La **ligne du sourire** est formée par le bord inférieur de la lèvre supérieure. Selon *Jansen et coll*, la ligne du sourire en position idéale laisse apparaître 75 à 100 % des dents et les papilles gingivales. Cette ligne peut être basse, haute ou très haute (plus de 2 mm de gencive découverte). Dans les deux derniers cas, le sourire est dit « gingival ». Cette situation est la plus difficile pour le praticien en terme d'esthétique **(48)**.

La **ligne incisive** est une ligne horizontale qui doit être parallèle à la ligne bipupillaire. La **ligne interincisive maxillaire** se situe sur l'axe vertical médian de la face. Un écart jusqu'à 2 mm par rapport à cet axe est toléré si elle est parallèle. Cependant, toute inclinaison de cette ligne doit être corrigée lors de la réalisation du projet esthétique **(32)**.

3.1.5.2.3. Principaux critères esthétiques du sourire

La **symétrie du sourire** est observée par le praticien. Un sourire asymétrique constitue une situation difficile dans laquelle les repères faciaux doivent être pris en compte.

Le **plan esthétique** est la courbe formée par les sommets des cuspidés vestibulaires des prémolaires et canines et les bords libres des incisives maxillaires. Ce plan doit être parallèle au bord supérieur de la lèvre inférieure et donc présenter une concavité vers le haut. Des dents usées peuvent être la conséquence de parafunctions qui représentent un facteur de risque important des restaurations antérieures en céramique collée. Ainsi il est nécessaire d'interroger le patient sur ses habitudes.

Les **corridors latéraux** sont les espaces sombres situés entre les faces vestibulaires des dents maxillaires et la face interne des joues. Ils peuvent être importants, modérés ou inexistantes en fonction de la largeur du sourire. Des espaces importants résultant d'un sourire étroit constituent la situation la plus inesthétique **(86)**.

Selon Fradeani, les incisives et canines maxillaires montrent une légère convergence vers un axe vertical médian descendant. Le praticien sera attentif à la **symétrie de ces axes** lors de la conception du projet esthétique **(32, 38)**.



Figure 27 : Agencement axial des dents antérieures maxillaires d'après Gaillard et Hue **(101)**

3.1.5.2.4. Principaux critères esthétiques dentaires et gingivaux

L'alignement des collets de l'incisive centrale et de la canine maxillaires forme la **ligne des collets**. Cette ligne doit être symétrique. Dans le cas contraire, et d'autant plus si la situation de la ligne du sourire du patient est haute ou très haute, le chirurgien-dentiste corrige ce défaut préalablement à la réalisation des facettes. Un défaut léger sera compensé par une simple gingivectomie tandis qu'une chirurgie parodontale sera nécessaire si le défaut est plus important (lambeau, greffe ou élongation coronaire).

Le **zénith gingival** est le point le plus apical du collet gingival d'une dent. Idéalement le zénith de l'incisive centrale maxillaire est distalé de 1 mm par rapport à son grand axe et celui de l'incisive latérale est distalé de 0,4 mm. Le zénith de l'incisive latérale est situé 1 mm au-dessous de la ligne des collets. Il en résulte une forme caractéristique en W de cette ligne. Enfin le zénith gingival de la canine maxillaire est aligné avec son grand axe **(18)**.

Les dimensions des dents ont fait l'objet de nombreuses études. L'incisive centrale maxillaire est la dent antérieure la plus large **(83)**. Le **rapport largeur/hauteur de l'incisive centrale** est un critère esthétique important. La proportion doit se situer idéalement entre 75 et 85 %. En effet, la dent paraît trop rectangulaire ou trop carrée si ce rapport est respectivement sous-estimé ou sur-estimé **(94)**.

Les **lignes de transition** délimitent chaque face de la dent. La modification de leur longueur, leur forme et de leur direction influence la perception des dimensions d'une dent. Le prothésiste travaille les lignes de transition des restaurations prothétiques en premier lieu sur le wax-up permettant de valider le projet esthétique et peut ainsi rééquilibrer un sourire disgracieux.

Les espaces déterminés par la convexité des surfaces interproximales des dents constituent les **embrasures occlusales**. Le volume de ces embrasures augmente progressivement depuis l'incisive centrale maxillaire en direction postérieure par la diminution de la **hauteur du contact dento-dentaire**. Idéalement cette hauteur doit représenter 50 % de la hauteur totale entre les incisives centrales, 40% de celle entre les incisives centrale et latérale et 30 % de celle entre l'incisive latérale et la canine. L'ensemble crée un aspect de la ligne des bords libres en « aile de mouette ».

Il est important de noter que les surfaces de contact mésio-distales progressent en direction apicale de l'incisive centrale vers la canine maxillaires **(78, 87, 98)**.

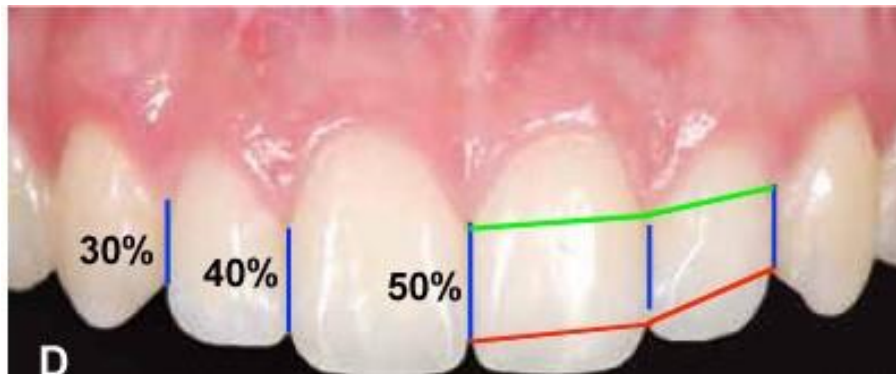


Figure 28 : Hauteurs des surfaces de contact des dents antérieures maxillaires et leur progression depuis l'axe vertical médian en direction apicale **(98)**

La couleur des dents est relevée à l'aide d'un nuancier (nuancier VITA en prothèse fixée) à la lumière du jour. Le praticien peut demander l'avis de son assistante et du patient. À l'issue de la première consultation, des empreintes maxillaire et mandibulaire sont prises à l'alginate avec des porte-empreintes du commerce pour la réalisation des modèles d'étude. Si le patient présente un plan incisif horizontal penché ou une ligne interincisive maxillaire décalée, la situation du maxillaire est enregistrée à l'aide d'un arc facial. Le prothésiste pourra ainsi retrouver le plan d'occlusion du patient et le corriger lorsqu'il réalisera le projet prothétique.

3.2. Indications et contre-indications du traitement par facettes en céramique antérieures

Les préparations dentaires en vue de la réalisation de facettes sont régies par le principe d'économie tissulaire. En effet, la surface de la préparation doit être constituée majoritairement par de l'émail afin d'améliorer les propriétés de collage **(32)**. D'après la classification de Belser et des frères Magne, les indications des facettes en céramique antérieures sont les suivantes **(13)** :

Type I : corrections de couleur	Type IA : colorations dues aux tétracyclines de degrés 3 et 4 (colorations fortes à très fortes)	
	Type IB : dents réfractaires aux éclaircissements externes	Fluorose de type III (ou avec porosité) : colorations sombres associées à des porosités de l'émail de taille variable
		Oblitération canalaire post- traumatique avec conservation de la vitalité pulpaire
		Dent dépulpée
Type II : corrections de forme	Type IIA : dents conoïdes ou riziformes : incisives latérales maxillaires dans la majorité des cas	
	Type IIB : fermeture des diastèmes et des pertes partielles des papilles interdentaires (« triangles noirs interdentaires »)	
	Type IIC : allongement des bords libres courts	
Type III : anomalies de structure	Type IIIA : fractures coronaires étendues	
	Type IIIB : perte d'émail étendue par érosion et/ou usure	
	Type IIIC : malformations congénitales et acquises de l'émail	Amélogénèse imparfaite : types I, II et III selon la classification de Witkop (93)
		Hypominéralisation molaire- incisive de l'émail : formes sévères
Hypoplasies amélaire acquises		
<p style="text-align: center;">Type IV :</p> <p style="text-align: center;">anomalies de position : corriger de légères malpositions en cas de refus de traitement orthodontique par le patient</p>		

Tableau 16 : Classification des indications du traitement par facettes en céramique antérieures d'après Belser et les frères Magne (**13**)

La surface d'émail résiduelle après la préparation de la dent est un paramètre majeur à prendre en compte afin de déterminer une éventuelle contre-indication au traitement par facettes en céramique antérieures. En effet la littérature considère que la surface de collage sur l'émail doit représenter au moins 50% de la surface totale de collage **(16)**. Les limites de la préparation doivent également être amélaire car il a été montré que dans le cas où les limites se situent dans la dentine, le composite de collage peut subir des micro-infiltrations **(2)**. Ces micro-infiltrations ont pour conséquence une altération de la qualité et de l'esthétique du joint dento-prothétique. Ainsi il est primordial de détecter dès l'examen clinique des **pertes de substances trop importantes** ainsi que les **malpositions majeures** qui contraindraient le praticien à réaliser une préparation dont la surface est composée en grande partie par de la dentine. Pour les mêmes raisons, un **parodonte affaibli exposant la dentine radiculaire** constitue lui aussi une contre-indication.

De plus, afin de ne pas compromettre les propriétés mécaniques de la restauration, la hauteur de céramique non soutenue par l'émail ne doit pas excéder 2 mm **(32)**. Dans le cas contraire, le chirurgien-dentiste effectuera une préparation périphérique.

Certaines malocclusions telles que le bout-à-bout incisif ou un inversé d'articulé peuvent représenter des contre-indications car les contraintes occlusales qu'elles produisent peuvent nuire à la pérennité de la prothèse. Il en est de même pour le bruxisme pour lequel le risque de décollement ou de fracture est majoré **(16)**. Le praticien doit évaluer l'intensité des forces occlusales exercées. De plus un patient bruxomane nécessite une réhabilitation globale qui permet de rétablir un calage postérieur et la dimension verticale d'occlusion (DVO) préalables à toute thérapeutique antérieure. Cependant, bien que les contraintes occlusales soient modérées, le port nocturne d'une gouttière occlusale de protection est indispensable à la longévité du traitement **(40)**.

Lorsqu'un patient présente une **hygiène bucco-dentaire médiocre associée à des lésions carieuses**, la motivation à l'hygiène et les soins doivent être suivis d'une réévaluation de la situation clinique avant de commencer le traitement prothétique.

Le **tabac** constitue une contre-indication relative car il peut causer une coloration marginale **(11)**.

3.3. Présentation et validation du projet prothétique avec le patient

Les empreintes d'étude du patient sont coulées en plâtre extra-dur. Les modèles sont ensuite montés en articulateur, à l'aide de l'arc facial. Les modèles ainsi que les photographies numériques du patient permettent un échange entre praticien et prothésiste, nécessaire à la conception du projet prothétique. Le projet prothétique consiste en l'élaboration d'une cire de diagnostic appelée wax-up. Ce wax-up est réalisé sur une réplique du modèle d'étude et restitue les corrections que comporte le projet.

Une empreinte en silicone (silicone putty et light) en technique double mélange du wax-up est effectuée au cabinet dentaire ou au laboratoire. Cette empreinte est utilisée pour la création au fauteuil du mock-up ou masque diagnostique. Le mock-up permet le transfert du projet prothétique en situation réelle et préfigure le résultat final. Ainsi le praticien peut déceler d'éventuels problèmes esthétiques (forme), fonctionnels ou d'occlusion. Après avoir séché les dents du patient, le praticien injecte dans l'empreinte en silicone une résine acrylique ou une résine composite fluide. Les excès du mock-up sont retirés et ses limites ajustées. Le projet esthétique est présenté au patient et celui-ci peut le porter une journée afin de recueillir l'avis de ses proches. Cela permet également au patient de se préparer. Le patient effectue aussi des exercices phonatoires. Le projet prothétique doit être validé esthétiquement et fonctionnellement par le praticien et le patient.

Certains cas rendent impossible la prévisualisation du résultat esthétique et fonctionnel par cette maquette. Dans cette situation, les prothèses provisoires auront la même fonction que le mock-up.

Lorsque le projet prothétique est validé, une empreinte en silicone (silicone putty et light) en technique double mélange est réalisée pour guider le prothésiste lors de la conception des facettes. Le praticien prend également des photographies du patient avec le mock-up en place **(19, 32)**.



Figures 29 et 30 : Situation initiale et réalisation d'un mock-up de 12 à 22 (cas clinique des Dr Heichelbech et Toledano) **(104)**

3.4. Préparations dentaires et prise d'empreinte

Les préparations dentaires pour la réalisation de facettes en céramique antérieures sont régies par la technique de pénétration contrôlée. En effet il existe des fraises permettant de contrôler la pénétration dans l'émail situé au niveau de la face vestibulaire de la dent. Ce contrôle est fondamental pour la réussite esthétique et fonctionnelle de la prothèse car il évite de découvrir des plages de dentine sur laquelle la qualité du collage est altérée **(2)**. Dans le même objectif, le praticien confectionne à partir du modèle validé en plâtre deux clés en silicone. L'une sert à vérifier la préparation dans le sens vertical et l'autre dans le sens horizontal. Au préalable il est nécessaire de déterminer l'épaisseur finale de la restauration en fonction du type de matériau et de l'importance de l'éventuelle dyschromie à corriger. Le fabricant de la céramique au disilicate de lithium IPS e.max[®] Press préconise une épaisseur minimale de réduction de 0,6 mm au niveau de la limite cervicale et de la face vestibulaire. Le bord libre des dents antérieures doit être réduit d'au moins 0,7 mm **(107)**.

3.4.1. Instrumentation

La préparation requiert une vitesse de rotation élevée de la fraise par la turbine ou le contre-angle bague rouge : de 200 000 à 400 000 tours par minute. Selon *Larson*, un fraisage à 400 000 tours/minute génère en effet moins de boue dentinaire (débris formés par le fraisage) en surface **(57)**. La préparation doit toujours s'effectuer sous spray afin d'éviter l'échauffement des tissus dentaires. *Larson* a montré qu'une vitesse de rotation supérieure à 200 000 tours/minute engendre des modifications de la pulpe négligeables lorsque le refroidissement est correct **(57)**.

La préparation des facettes est réalisée à l'aide de fraises diamantées. Les fraises à grains moyens (bague verte) sont utilisées pour la coupe de l'émail. La finition des préparations est indispensable car elle permet d'éliminer les micro-fractures de l'émail qui pourraient être néfastes à l'interface de collage. De plus il faut supprimer tout angle vif qui serait susceptible de conduire à une fracture de la céramique. Les fraises à grains fins (bague rouge) puis extra-fins (bague jaune) sont utilisées pour cette finition.

Le protocole d'instrumentation comprend successivement :

- la fraise à butées d'enfoncement nécessaire pour contrôler la profondeur de pénétration dans l'émail vestibulaire ;
- la fraise boule à long col servant à marquer la limite cervicale de la préparation ;
- la fraise à congé quart-de-rond qui permet de réaliser le congé cervical et le reste de la préparation. Il est préférable d'utiliser une fraise à double granulométrie (double bague rouge et verte) afin de ne pas créer un congé surdimensionné dans la zone cervicale où l'épaisseur d'émail est réduite ;
- la fraise lisse à bout travaillant qui élimine le bord vif créé par la préparation proximale sans délabrer la dent adjacente ;
- le passage d'une bande matrice à grains fins entre les dents ;
- les fraises de finition à bagues rouge (granulométrie fine) puis jaune (grains extra-fins) **(32)**.

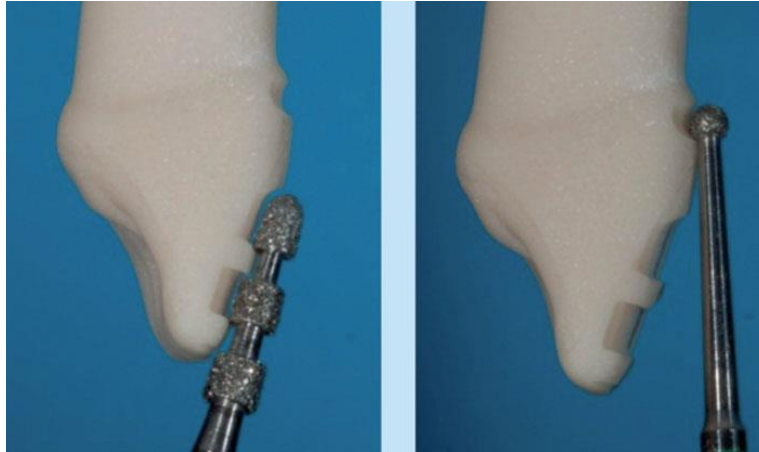


Figure 31 : Exemples de fraise à butées d'enfoncement (à gauche, fraise 868B.314.020 de Komet) et de fraise boule à long col (à droite, fraise 6801L.314.016 de Komet) **(103)**

3.4.2. Protocole de préparation pour facettes en céramique antérieures

Le chirurgien-dentiste effectue en premier lieu une anesthésie en vestibulaire des dents à préparer. Un cordonnet de déflexion gingivale est mis en place dans le sulcus, de taille 00 ou 000 (Ultrapack, Ultradent) selon la profondeur de celui-ci. Un nouveau mock-up en résine est réalisé à l'aide de l'empreinte en silicone du projet prothétique validé lors de la séance précédente. Les préparations dentaires sont effectuées directement sur le mock-up préfigurant la forme des futures facettes pour ajuster les préparations au résultat esthétique final.

Le praticien commence par marquer la position de la limite cervicale de la restauration à l'aide de la fraise boule à long col. L'esthétique des céramiques permet une position supra-gingivale de la limite dans la plupart des cas. La limite supra-gingivale est toujours préférée lorsqu'elle est compatible avec le projet esthétique car elle préserve l'espace biologique gingivo-dentaire **(37)**. Lorsque la dyschromie des dents est marquée, il est judicieux de situer la limite légèrement sous-gingivale (maximum 0,5 mm en-dessous de l'émergence de la gencive marginale) afin de masquer les différences de couleur disgracieuses entre la dent et la facette. Il faut néanmoins veiller à conserver une limite amélaire. Le congé est réalisé lors de la préparation vestibulaire à l'aide de la fraise à congé quart-de-rond. Sa profondeur doit être au minimum de 0,6 mm pour une facette en céramique IPS e.max® Press.

La réduction de la face vestibulaire débute par la réalisation des rainures de pénétration contrôlée. La profondeur des rainures est de 0,6 mm au minimum pour une facette en céramique IPS e.max® Press. Le chirurgien-dentiste rejoint ensuite ces rainures et crée le congé cervical à l'aide de la fraise à congé quart-de-rond. La préparation doit être homothétique par rapport au projet prothétique. L'homothétie est vérifiée avec les clés en silicone dans les sens vertical et horizontal.

La préparation des zones proximales est effectuée également à l'aide de la fraise à congé quart-de-rond. La préservation des points de contact proximaux est préférable dès lors qu'elle respecte le projet prothétique. En effet ce principe permet de conserver la stabilité de position des dents naturelles. La préparation des limites proximales consiste à réaliser un congé depuis la limite cervicale jusqu'à la papille interdentaire située sous le point de contact dento-dentaire. Ce congé est nommé communément « toboggan ». L'intérêt de cette réduction est de rendre non visible le joint céramique-dent en vue latérale, ainsi l'esthétique détermine la préparation dentaire. L'angle vif proximal créé par la fraise à congé quart-de-rond est supprimé sans risque pour la dent adjacente grâce à la fraise lisse à bout travaillant.

Enfin le bord incisif est réduit généralement de 1 à 1,5 mm voire 2 mm selon *Fradeani* à l'aide de la fraise à congé (37). Le praticien termine la préparation par le passage interproximal d'une matrice abrasive à grains fins qui améliore la lisibilité de l'empreinte par le prothésiste. Les fraises de finition viennent polir les préparations dentaires (32).

3.4.3. Principaux types de préparation pour facettes en céramique antérieures

La **préparation fenêtrée** est la première décrite historiquement. La réduction de l'émail préconisée varie entre 0,3 et 0,5 mm et cette préparation est la seule à conserver le bord libre de la dent. La dent doit présenter un bord incisif épais et ne pas nécessiter de modification de sa forme dans les sens vertical et transversal. Elle concerne le plus souvent les canines lorsqu'elles requièrent une correction de couleur uniquement.

La **préparation avec réduction du bord libre sans retour palatin** est la plus réalisée aujourd'hui. En effet plusieurs études montrent une meilleure résistance à la fracture

par rapport à celle incluant un retour palatin (**2, 16**). Le praticien réduit le bord incisif de 1,5 mm pour former une limite plate avec un angle droit arrondi appelée *butt margin*. La **préparation avec retour palatin** se caractérise par un congé amélaire intéressant le tiers incisivo-palatin. La limite palatine de la facette doit se situer à l'écart des points de contact occlusaux en OIM afin de ne pas risquer une fracture de la céramique. La hauteur de réduction du bord libre est identique aux autres types de préparation.

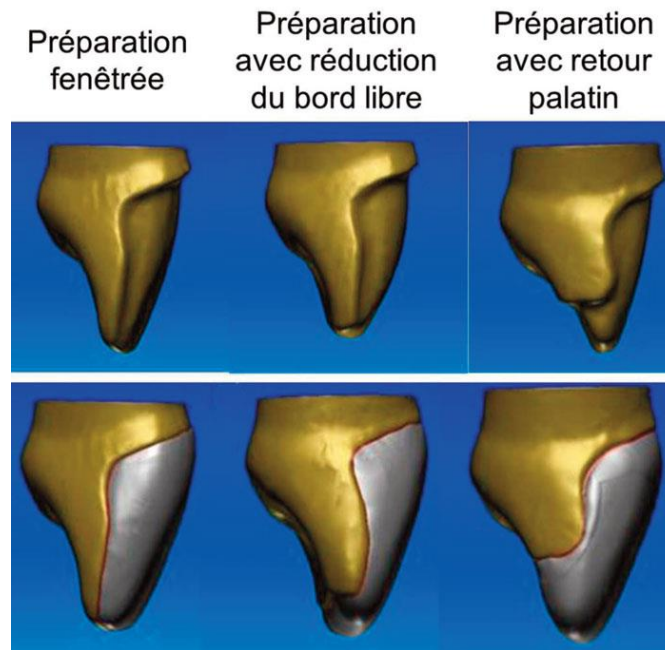


Figure 32 : Modélisation en 3D des principaux types de préparation pour facette antérieure en céramique (**44**)

3.4.4. Empreinte des préparations et pose des facettes provisoires

Le cordonnet de rétraction gingivale étant déjà mis en place, le praticien enregistre les préparations et les dents du patient par une empreinte. Un seul cordonnet est requis pour une empreinte de préparations pour facettes. Dans le cas de récession des papilles interdentaires, il est judicieux de placer de la cire pour combler les espaces et éviter le déchirement du matériau d'empreinte. Les matériaux utilisés pour les empreintes de préparations pour facettes sont les polyvinylosiloxanes ou silicones A (silicones par addition) et les polyéthers (Impregum™ de 3M). Au préalable, les dents sont asséchées et les produits d'inhibition des matériaux tels que

le latex sont supprimés. L'empreinte peut se dérouler en deux temps (wash technique) ou un seul (technique double mélange) selon les préférences du chirurgien-dentiste. La précision de l'empreinte est contrôlée afin d'éviter toute erreur de conception des facettes **(32)**. La couleur des préparations est relevée à l'aide du nuancier IPS Natural Die Material (Ivoclar-Vivadent) pour permettre au prothésiste de définir le niveau de translucidité de la céramique correspondant au substrat dentaire.

La dernière étape de la séance est l'assemblage des facettes provisoires. Leur but principal est de protéger l'émail et assurer l'esthétique pendant le temps de réalisation des facettes d'usage au laboratoire. Ce délai doit être idéalement court, généralement une semaine car la rétention des facettes provisoires est faible. C'est pourquoi elles doivent être solidarisées lorsqu'il y a plusieurs préparations. Les facettes sont réalisées au fauteuil par isomoulage à partir de la même empreinte en silicone du projet esthétique validé ayant servi à la fabrication du mock-up. Les résines bis-acryl chémopolymérisables offrent un résultat esthétique satisfaisant et sont les plus utilisées pour la confection de facettes provisoires. Ces dernières peuvent aussi être réalisées a minima au laboratoire de prothèse et rebasées par le praticien à l'aide d'une résine acrylique fluide photopolymérisable (Unifast™ LC de GC).

Après avoir effectué un point de mordançage au centre de chaque préparation, les facettes provisoires sont scellées avec un ciment résineux fluide translucide afin d'obtenir le meilleur résultat esthétique possible. En cas d'hybridation dentinaire immédiate de plages de dentine exposées, les facettes sont scellées à l'aide d'un ciment provisoire sans eugénol (Temp-Bond™ Clear de Kerr Dental). Enfin il est recommandé au patient de ne pas consommer des aliments très colorés (épices, myrtilles par exemple) dont les pigments peuvent tacher la surface de la résine **(19, 32)**.

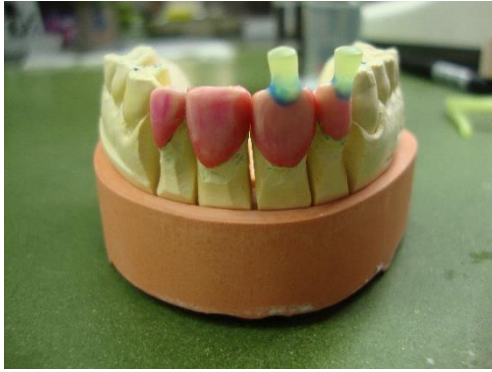
3.5. Réalisation au laboratoire de prothèse

Jean-Marc ÉTIENNE, prothésiste dentaire à Pulnoy, m'a accueilli dans son laboratoire de prothèse CERALOR pour assister à l'élaboration de quatre facettes en céramique IPS e.max® Press MO (moyenne opacité) de 12 à 22 (cas du Dr Maxime HELFER décrit en fin de cette troisième partie).

Après avoir préparé les modèles positifs unitaires (MPU), un vernis d'espacement simulant l'épaisseur de colle est appliqué sur les préparations en plâtre puis les chapes des futures facettes sont montées en cire. Une tige de coulée est réalisée au-dessus de chaque infrastructure, servant à leur mise en revêtement. La mise en revêtement des chapes est effectuée à l'aide d'un cylindre dans lequel le prothésiste coule le matériau réfractaire constitué d'un mélange poudre-liquide avec de l'eau distillée (IPS® Press VEST Premium).

Le cylindre en matériau réfractaire passe successivement dans deux fours. Le premier utilise la technique de la coulée à la cire perdue pendant une heure. Dans le deuxième four le lingotin en céramique IPS e.max® Press MO est pressé à 915°C pendant 20 minutes. L'injection par un piston se fait sous vide et avec une pression constante. La précision d'adaptation de la prothèse et la qualité de la cristallisation de la céramique dépendent de l'ensemble de ces paramètres. Le volume de l'armature pressée représente environ 75% du volume d'une facette stratifiée (73).

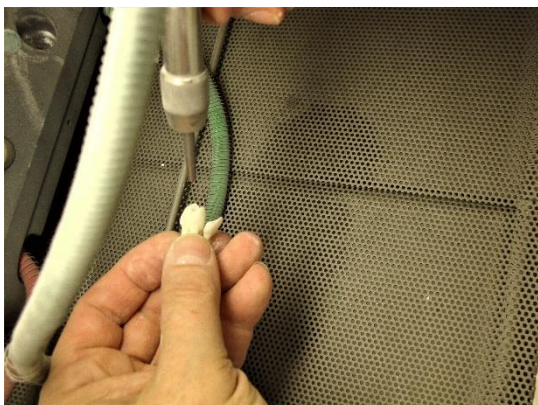
Lorsque le cylindre est à température ambiante, le prothésiste se sert d'une sableuse pour enlever le revêtement. Les chapes sont ensuite désolidarisées du lingotin de pressée à l'aide d'un disque diamanté puis ajustées par rapport au modèle en plâtre. Les infrastructures des facettes sont prêtes à être stratifiées. Au minimum deux cuissons de la céramique cosmétique sont nécessaires en fonction du volume de la prothèse. La dernière étape est la cuisson de glaçage.



Figures 33 et 34 : Maquettes des infrastructures des facettes en cire munies de leur tige de coulée et coulée du revêtement en matériau réfractaire (illustrations personnelles)



Figures 35 et 36 : Lingot de céramique IPS e.max® Press MO utilisé lors de la pressée des infrastructures et piston de pressée (illustrations personnelles)



Figures 37 et 38 : Obtention des infrastructures pressées des facettes après élimination du revêtement et ajustage des chapes par rapport au modèle en plâtre (illustrations personnelles)

3.6. Essai clinique et validation esthétique

Après livraison par le laboratoire, l'ajustage des facettes aux préparations est contrôlé sur le maître-modèle. Les facettes sont essayées avec la finition préalablement effectuée par le prothésiste. Une anesthésie brève est réalisée dans le vestibule en regard des dents préparées lorsque celles-ci sont pulpées. Les facettes provisoires sont retirées et les préparations sont polies afin d'éliminer le ciment provisoire. Les préparations sont ensuite rincées et séchées. L'essayage des facettes d'usage se fait à l'aide d'une pâte d'essayage (Variolink Esthetic Try-In, Ivoclar-Vivadent) disponible en plusieurs teintes présentant des niveaux de translucidité différents (light +, light, neutral, warm et warm +). Ce matériau préfigure l'influence des colles colorées sur la luminosité des restaurations. Les facettes sont essayées en premier lieu avec la pâte neutre (« neutral »).

Lorsque plusieurs facettes sont posées, l'essai clinique commence toujours par l'incisive centrale. L'adaptation marginale puis les points de contact sont contrôlés. Le praticien vérifie la conformité des prothèses avec le projet prothétique : le profil d'émergence, les lignes de transition et la couleur des facettes doivent s'inscrire harmonieusement dans le sourire du patient. L'occlusion est réglée après le collage des facettes pour éviter toute fracture de la céramique. Le patient observe le résultat esthétique d'abord en position allongée avec un miroir. L'essayage des facettes en station debout nécessite de supprimer la pâte d'essayage puis de sceller les restaurations avec un ciment provisoire translucide. Des photographies intrabuccales et du sourire sont prises. Si l'essayage satisfait le praticien et le patient, le ciment provisoire est éliminé et les facettes sont collées une par une à leur substrat dentaire **(19)**.

Lorsque le patient présente une préparation dyschromiée et une autre sans dyschromie, la différence de translucidité des lingotins utilisés pour la pressée des facettes peut conduire à une différence de luminosité des restaurations à l'essai clinique. Dans ce cas l'essayage de la facette la plus translucide et donc la moins lumineuse couvrant la préparation non dyschromiée avec une pâte d'essayage « light » ou « light + » peut permettre de rehausser sa luminosité. L'intégration esthétique des prothèses dans le sourire du patient est ainsi améliorée **(71)**.

3.7. Protocole de collage

3.7.1. Généralités sur le collage

En odontologie, l'adhésion repose sur deux principes : la rétention micromécanique et l'interaction physico-chimique entre le biomatériau et les tissus dentaires minéralisés. Les adhésifs amélo-dentaires sont généralement qualifiés de systèmes adhésifs. En effet le collage d'une restauration indirecte aux tissus dentaires nécessite l'emploi successif de plusieurs produits **(32)** :

- l'acide orthophosphorique pour mordancer l'émail et la dentine ;
- un promoteur d'adhésion nommé primaire d'adhésion ;
- un adhésif.

Enfin la prothèse est collée à la préparation dentaire grâce au composite de collage. La rétention micromécanique est permise par l'application d'agents mordançants à la fois dans l'intrados du biomatériau et à la surface de la préparation dentaire créant des microreliefs en surface. Les primaires d'adhésion augmentent la mouillabilité des surfaces de collage et lient la surface dentaire hydrophile à l'adhésif hydrophobe. L'adhésif crée des liaisons chimiques fortes (ioniques et covalentes) avec son substrat grâce aux microreliefs. Il en résulte une résistance mécanique supérieure à celles des ciments à base d'oxyphosphate et des ciments verre ionomère **(64)**.

Le composite de collage peut être polymérisé grâce à différentes techniques. Il existe trois types de polymérisation :

- la photopolymérisation est permise par un photo-initiateur qui sous l'effet d'un stimulus lumineux, libère des radicaux libres qui génèrent la polymérisation ;
- l'autopolymérisation ou chémozopolymérisation repose sur une réaction d'oxydoréduction produisant des radicaux libres qui initient la polymérisation ;
- la polymérisation duale associe ces deux modes de polymérisation.

Parmi la diversité des composites de collage présents sur le marché, trois classes peuvent être distinguées :

- les colles non adhésives nécessitent l'emploi d'un système adhésif ;
- les colles avec potentiel adhésif nécessitent un conditionnement de la surface dentaire. Des monomères actifs tels que le 4-META (anhydride 4-méthacryloxyéthyl trimellitique) et le 10-MDP (10-méthacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate) sont responsables de l'adhésion ;
- les colles auto-adhésives regroupent l'ensemble des étapes du protocole d'adhésion aux tissus dentaires : mordantage, primaire d'adhésion, adhésif et composite de collage **(32, 73)**.

Le fabricant de la céramique IPS e.max[®] Press recommande le collage avec la colle sans potentiel adhésif Variolink Esthetic. Ce composite de collage est polymérisé par photopolymérisation ou polymérisation duale. Il existe plusieurs teintes identiques à celles du Variolink Esthetic Try-In présentant des degrés de translucidité différents **(112)**. Le Variolink Esthetic LC peut être utilisé pour le collage de restaurations dont l'épaisseur est faible (moins de 2 mm) lorsque le matériau de pressée est translucide (IPS e.max[®] Press HT, MT et LT). Le Variolink Esthetic DC est employé pour coller les prothèses en céramique IPS e.max[®] Press sans restriction d'utilisation **(106, 114)**.



Figure 39 : Exemples de composites de collage Variolink Esthetic DC (en arrière-plan) et LC couleur « neutral » (Ivoclar-Vivadent)

3.7.2. Protocole de collage d'une facette antérieure en céramique IPS e.max® Press

3.7.2.1. Préparation de l'intrados de la facette

Le laboratoire de prothèse prépare la restauration au collage par un traitement de sablage. La technique d'aéro-abrasion conduit à la création d'une surface rugueuse visible au niveau de l'intrados de la prothèse par son aspect crayeux. Après essayage et validation, la facette est nettoyée afin d'éliminer la pâte d'essayage ou le ciment provisoire. La préhension de la facette est améliorée grâce à un stick placé sur l'extrados de la prothèse. Les étapes de préparation de l'intrados prothétique sont les suivantes :

- Mordançage de l'intrados à l'acide fluorhydrique concentré à 5% pendant 20 secondes, rinçage et séchage ;
- Application du silane (Monobond Plus, Ivoclar-Vivadent) en une ou deux couches pendant 60 secondes puis séchage. L'action du silane peut être optimisée par un traitement thermique dans un four à chaleur sèche à 100°C pendant une minute.
- Application d'un adhésif universel MR2 (mordançage et rinçage en deux temps) puis séchage sans polymérisation (Adhese Universal, Ivoclar-Vivadent) **(19,70)**.

Le silane est un agent de couplage qui augmente la mouillabilité de la céramique et lie la surface de céramique mordancée à l'adhésif du composite de collage. Il est à noter qu'Ivoclar-Vivadent a développé un système automordançant pour vitrocéramique (Monobond Etch and Prime) dont les performances sont équivalentes à l'application d'acide fluorhydrique puis de silane **(112)**.

3.7.2.2. Collage à la préparation dentaire

Après une anesthésie en vestibulaire des dents préparées, celles-ci sont nettoyées avec une brosse. Le champ opératoire est posé unitairement bien que le praticien colle plusieurs facettes. Une digue ultra-fine ainsi qu'un crampon incisif sont requis. Un traitement de microsablage est effectué sur la préparation avec une poudre

d'alumine à 25 microns afin d'éliminer des microrésidus pouvant altérer le collage. Les étapes de conditionnement dentaire sont les suivantes :

- Mordançage de l'émail pendant 30 secondes à l'acide orthophosphorique, rinçage puis séchage ;
- Application de l'adhésif (Adhese Universal, Ivoclar-Vivadent) en frottant vigoureusement la surface dentaire pendant 20 secondes puis étalement avec le spray à air sec entraînant la suppression des solvants contenus dans l'adhésif ;
- Photopolymérisation de l'adhésif pendant 10 secondes.

L'intrados de la facette est enduit de composite de collage Variolink Esthetic dual ou photopolymérisable puis celle-ci est appliquée au substrat dentaire. Une photopolymérisation flash de 2 secondes permet le retrait des excès. Un gel de glycérine est ensuite déposé au niveau du joint dento-prothétique puis la colle est photopolymérisée au travers pendant 20 secondes sur chaque face. Le gel glyciné sert à polymériser la couche d'inhibition à l'oxygène en surface de la résine composite. Une pression est exercée sur la face vestibulaire pendant la photopolymérisation afin d'obtenir une épaisseur de colle la plus fine possible (Otrasculpt, Ivoclar-Vivadent). Après polymérisation du composite de collage le gel est rincé, le champ opératoire déposé et les excès sont éliminés à l'aide d'un bistouri lame 12 et d'une matrice métallique au niveau des points de contact proximaux. Le protocole est renouvelé pour chaque facette posée **(32, 104, 112)**.



Figure 40 : Vue du champ opératoire, retrait des excès de composite de collage avec un pinceau et maintien d'une pression sur la facette pendant la photopolymérisation (Otrasculpt, Ivoclar-Vivadent) **(104)**

3.8. Réglage de l'occlusion et polissage

Lorsque toutes les facettes sont collées, l'occlusion statique et en propulsion est réglée à l'aide d'un papier d'occlusion extra-fin (Arti-Fol 8 µm, Bausch). Les points en suroclusion sont corrigés à l'aide d'une fraise diamantée à grains fins (bague rouge) jusqu'à l'obtention d'une répartition des points de contact occlusaux équilibrée sur l'ensemble des arcades dentaires.

Le polissage dépend en revanche du type de finition de la restauration prothétique choisi : monolithique maquillée ou stratifiée. Dans le cas d'une facette dont l'infrastructure en céramique IPS e.max® Press est stratifiée, la céramique feldspathique cosmétique IPS e.max® Ceram est polie avec une séquence de polissoirs en silicone incrusté de particules de diamant (coffret 4313B de Komet). Une facette monolithique maquillée est polie à l'aide de polissoirs en silicone diamanté pour céramiques à dureté élevée (disilicate de lithium, zircone). Il s'agit du coffret 4637 de Komet qui comprend plusieurs fraises de granulométries différentes, des polissoirs en silicone de haute dureté ainsi qu'un polissoir en silicone diamanté pour le brillantage final. Quel que soit le type de finition de la prothèse, il est nécessaire de respecter l'ordre des séquences d'instruments afin d'obtenir un polissage optimal des restaurations (33). Le praticien effectue un contrôle des prothèses une semaine après leur pose.



Figures 41 et 42 : À gauche, coffret de polissage des restaurations en céramique stratifiée (4313B de Komet) et à droite, coffret de polissage des restaurations monolithiques en céramique de dureté élevée (4637 de Komet) (**source : www.komet.fr**)



Figure 43 : Photographie intra-buccale une semaine après la pose de facettes dento-portées en céramique IPS e.max[®] Press de 12 à 22 (cas clinique des Dr Heichelbech et Toledano) (104)

3.9. Cas cliniques

3.9.1. Cas clinique de réalisation de facettes dento-portées de 12 à 22 en céramique stratifiée IPS e.max[®] Press par le Dr Maxime HELFER

Cette patiente souhaite masquer les lésions d'érosion présentes sur ses dents maxillaires et survenues suite à une consommation très fréquente d'agrumes. Pour y remédier, le Dr HELFER décide de réaliser quatre facettes en céramique stratifiée IPS e.max[®] Press de 12 à 22.



Figures 44 et 45 : Photographies de la situation initiale à gauche et du projet esthétique en résine composite validé à droite (Dr Maxime HELFER)

Le protocole de réalisation est le suivant :

- Anesthésie vestibulaire en regard de 12 à 22

- Mise en place d'un fil de rétraction gingivale double 0 dans le sulcus de chaque dent à préparer (Ultrapack, Ultradent)
- Réalisation du mock-up en résine composite (Bisico) couleur A1 à l'aide de la clé en silicone du projet esthétique validé
- Taille des préparations à travers le mock-up avec réduction du bord libre sans retour palatin ou *butt margin* par la formation de rainures de pénétration contrôlée sur la face vestibulaire de chaque dent et la réduction de 1,5 mm des faces occlusales avec la fraise cylindro-conique bague rouge
- Jonction des rainures avec la fraise cylindro-conique bague rouge et réalisation du toboggan proximal à l'aide de la fraise cylindro-conique bague verte
- Polissage des préparations avec la fraise cylindro-conique bague rouge puis avec des disques et cupules à polir
- Empreinte des préparations en wash technique
- Relevé de la couleur des substrats dentaires à l'aide du nuancier IPS Natural Die Material (Ivoclar-Vivadent)
- Réalisation des facettes provisoires solidarisées en résine composite chémopolymérisable (Bisico) couleur A1 à l'aide de la clé en silicone et ajustage aux préparations
- Réalisation d'un point de mordançage au centre de chaque préparation, rinçage, puis mise en place d'un adhésif et photopolymérisation
- Collage des facettes provisoires avec le ciment de scellement dual Temp-Bond™ Clear et photopolymérisation
- Polissage des facettes provisoires avec la fraise flamme en proximal et cervical puis à l'aide d'un disque à polir



Figure 46 : Photographie des préparations dentaires de 12 à 22 (Dr Maxime HELFER)

Le laboratoire de prothèse fabrique les facettes puis les envoie au praticien pour l'essayage en bouche. La séance d'essayage se déroule ainsi :

- Anesthésie dans le vestibule en regard de 11 et 21
- Déscellement des facettes provisoires à l'aide d'un dépose-couronne, polissage des préparations pour éliminer le ciment Temp-Bond™ Clear et rinçage
- Retrait du Temp-Bond™ Clear dans l'intrados des facettes provisoires à l'aide d'un bistouri lame 12 et application de la pâte d'essayage dans l'intrados des facettes (Variolink Esthetic Try-In, Ivoclar-Vivadent)
- Essayage, vérification de l'adaptation marginale des facettes aux préparations et de l'occlusion statique
- Observation du résultat par le patient en position allongée puis le ciment de scellement Temp-Bond™ Clear est appliqué sur l'intrados des facettes pour l'essayage en position debout.

Lorsque l'essayage satisfait le praticien et le patient, les facettes sont collées une par une à leurs substrats dentaires. Les étapes de conditionnement de l'intrados de la facette sont les suivantes :

- Retrait du Temp-Bond™ Clear puis rinçage et séchage
- Mordançage de l'intrados pendant 15 secondes à l'acide fluorhydrique (Tetric Etch, Ultradent), rinçage et séchage
- Désinfection de la facette dans l'alcool puis séchage
- Application de deux couches de silane puis séchage
- Application d'un adhésif universel MR2 (Adhese universal, Ivoclar-Vivadent) puis séchage sans photopolymérisation

Les étapes de collage sont :

- Polissage des préparations
- Mise en place de cordonnets de rétraction gingivale dans le sulcus de chaque dent préparée et isolation des dents adjacentes avec du téflon
- Micro-sablage de la préparation avec de l'alumine
- Mordançage de la préparation dentaire à l'acide orthophosphorique pendant 30 secondes
- Application de l'adhésif (Adhese universal, Ivoclar-Vivadent), séchage pour éliminer les monomères d'adhésif et photopolymérisation

- Application de la colle Variolink Esthetic DC Neutral (Ivoclar-Vivadent) dans l'intrados de la facette et mise en place
- Photopolymérisation flash (2 secondes) pour retirer les excès de colle, application de gel glycéринé aux limites de la facette pour une photopolymérisation totale puis rinçage
- Elimination des excès de colle à l'aide du bistouri lame 12 et une matrice métallique, passage du fil dentaire
- Réglage de l'occlusion statique et dynamique puis polissage des facettes avec des polissoirs à céramique



Figures 47 et 48 : Photographie de l'isolation de la préparation de 21 avant le collage de la facette à gauche et vue finale une semaine après la pose des facettes de 12 à 22 à droite (Dr Maxime HELFER)

La patiente nécessite le port d'une gouttière nocturne de protection (des facettes d'abrasion sont visibles sur ses dents). Le praticien réalise une empreinte maxillaire à l'alginat et un mordue en cire Aluwax pour enregistrer l'OIM. Après un délai d'une semaine, la gouttière est livrée par le laboratoire. Les contacts occlusaux sont équilibrés puis la gouttière est remise à la patiente.

3.9.2. Cas clinique de réalisation de couronnes dento-portées sur 11 et 21 en céramique stratifiée IPS e.max® Press par le Dr Maxime HELFER

Ce patient consulte pour remédier à l'inesthétisme des restaurations en résine composite volumineuses présentes sur les deux incisives centrales maxillaires (dents

dépulpées). De plus les deux dents présentent une dyschromie. Le Dr HELFER choisit de réaliser deux couronnes sur 11 et 21 en céramique stratifiée IPS e.max® Press.



Figure 49 : Photographie de la situation initiale du patient (Dr Maxime HELFER)

Le protocole de réalisation est le suivant :

- Anesthésie vestibulaire et palatine en regard de 11 et 21
- Mise en place d'un fil de rétraction gingivale dans le sulcus de 11 et 21
- Réalisation de préparations périphériques sur 11 et 21 dont le congé mesure 1 mm d'épaisseur
- Relevé de la couleur des piliers à l'aide du nuancier IPS Natural Die Material (Ivoclar-Vivadent)
- Empreinte des préparations en technique double mélange
- Réalisation des couronnes provisoires sur 11 et 21 solidarisées à l'aide d'une clé en silicone et ajustage aux préparations
- Scellement des couronnes provisoires avec le ciment de scellement dual Temp-Bond™ Clear et photopolymérisation puis polissage des couronnes provisoires



Figure 50 : Photographie des préparations périphériques de 11 et 21 (Dr Maxime HELFER)

Après élaboration par le laboratoire, les couronnes sont essayées cliniquement :

- Dépose des couronnes provisoires et élimination du ciment sur les préparations dentaires et dans l'intrados des couronnes
- Mise en place de pâte d'essayage dans l'intrados des couronnes (Variolink Esthetic Try-In, Ivoclar-Vivadent)

La couleur des dents étant trop claire, le praticien prend des photographies et demande au prothésiste un maquillage des prothèses. Les couronnes provisoires sont rescellées au Temp-Bond™ Clear.

Lorsque l'essayage satisfait le praticien et le patient, les couronnes sont collées une par une à leurs substrats dentaires. Les étapes de collage sont :

- Anesthésie vestibulaire et palatine en regard de 11 et 21
- Élimination de la pâte d'essayage sur les préparations, rinçage et séchage
- Mise en place de cordonnets dans le sulcus de 11 et 21
- Micro-sablage des préparations avec de l'alumine
- Mise en place du champ opératoire unitaire
- Retrait de la pâte d'essayage dans l'intrados des couronnes, mordançage des intrados pendant 15 secondes à l'acide fluorhydrique (Tetric Etch, Ultradent) et rinçage
- Désinfection des couronnes dans l'alcool puis séchage
- Application de deux couches de silane puis séchage
- Application d'un adhésif universel (Adhese universal, Ivoclar-Vivadent) puis séchage sans photopolymérisation
- Mordançage du pilier dentaire à l'acide orthophosphorique pendant 30 secondes, rinçage et séchage
- Application de l'adhésif (Adhese universal, Ivoclar-Vivadent), séchage pour éliminer les monomères d'adhésif et photopolymérisation
- Mise en place de colle dans l'intrados de la couronne (Variolink Esthetic DC Neutral, Ivoclar-Vivadent)
- Photopolymérisation flash (2 secondes) pour le retrait des excès, application de gel glyciné aux limites de la couronne pour une photopolymérisation totale puis rinçage

- Dépose du champ opératoire
- Retrait des cordonnets à l'aide du bistouri lame 12
- Passage du fil dentaire
- Réglage de l'occlusion statique et dynamique puis polissage des couronnes avec des polissoirs à céramique



Figures 51 et 52 : collage de 11 sous champ opératoire à gauche et photographie du résultat final après la pose des couronnes à droite (Dr Maxime HELFER)

Conclusion

La réussite esthétique et fonctionnelle d'une prothèse céramo-céramique dépend d'une part de la connaissance du praticien des critères de choix de chaque système que sont les propriétés mécaniques, optiques et le mode d'assemblage et d'autre part de la maîtrise de la mise en œuvre de la céramique choisie par le prothésiste au laboratoire. Lors du choix d'un procédé, le clinicien se réfère à la fois aux études in vitro qui permettent d'évaluer les propriétés d'un système et aux études cliniques qui valident ou invalident une ou plusieurs indications préconisées par le fabricant. L'étude de la céramique IPS e.max[®] Press a été conduite de cette manière dans la deuxième partie. Nous avons pu déduire que les indications de ce matériau sont variées en prothèse dento-portée, s'étendant à tous les secteurs de l'arcade, en prothèse unitaire et plurale. Si ce système a été largement étudié en prothèse dento-portée, des études cliniques à long terme doivent être encore menées en prothèse implanto-portée. En effet, les indications de cette céramique validées par la littérature se limitent à ce jour à la couronne unitaire implanto-portée collée. Bien que son champ d'indications reste inférieur à celui de la zircone, la céramique IPS e.max[®] Press est un matériau de choix dans la pratique quotidienne du chirurgien-dentiste. Son intérêt est indéniable en dentisterie minimalement invasive. Le collage conserve la dent pulpée et pérennise ainsi la dent à long terme. Le bridge cantilever permet d'éviter ou de retarder la technique implantaire. Il est fondamental de retenir que la pérennité des restaurations en céramique IPS e.max[®] Press repose sur le respect rigoureux de son protocole de collage. En effet, le collage augmente significativement la résistance mécanique du matériau **(61)**. Ce protocole a été détaillé dans la dernière partie de cette thèse. Les protocoles de mise en œuvre au laboratoire de prothèse et de collage sont expérimentés et permettent ainsi au praticien d'utiliser sereinement ce système. Aujourd'hui l'avenir de la profession est représenté par les nouvelles technologies et notamment la conception et fabrication assistée par ordinateur (CFAO) en restauration indirecte. Cependant nous avons pu constater lors de l'étude du matériau que les propriétés mécaniques restent supérieures en technique pressée en comparaison à la technique usinée **(32, 92)**.

Table des matières

1.	Généralités sur les céramiques	8
1.1.	Définitions	9
1.2.	Composition minéralogique et chimique.....	9
1.3.	Classification des céramiques	11
1.3.1.	Classification des céramiques selon leur température de frittage	11
1.3.2.	Classification des céramiques suivant la composition chimique et la microstructure....	11
1.3.2.1.	Classification des céramiques en fonction de leur microstructure	12
1.3.2.2.	Classification des céramiques selon leur composition chimique	13
1.3.2.2.1.	Les céramiques feldspathiques ou vitreuses.....	13
1.3.2.2.2.	Les céramiques feldspathiques renforcées avec de la leucite (IPS Empress®, Ivoclar-Vivadent)	15
1.3.2.2.3.	Les céramiques feldspathiques enrichies au disilicate de lithium.....	16
1.3.2.2.4.	Les céramiques alumineuses : les procédés In-Ceram® (VITA) et Procera® (Nobel Biocare)	18
1.3.2.2.5.	Les céramiques à base de zircono	19
1.3.3.	Classification des céramiques selon leur mise en forme	22
2.	Le système IPS e.max® Press (IVOCLAR-VIVADENT)	26
2.1.	Présentation de la céramique	27
2.1.1.	Composition chimique	27
2.1.2.	Microstructure	28
2.1.3.	Gamme de produits.....	29
2.2.	Propriétés mécaniques.....	34
2.2.1.	Résistance en flexion	34
2.2.2.	Module d'élasticité	37
2.2.3.	Ténacité.....	38
2.2.4.	Dureté et abrasivité.....	41
2.2.5.	Facteurs influençant la résistance mécanique	46
2.2.5.1.	Microstructure du matériau	46
2.2.5.2.	Contraintes internes, température de frittage et cycles de cuisson	46
2.2.5.3.	Taux de porosité.....	47
2.2.5.4.	État de surface	48
2.3.	Propriétés physiques.....	48
2.3.1.	Propriétés électriques	48

2.3.2.	Propriétés thermiques	49
2.3.2.1.	Conductivité thermique	49
2.3.2.2.	Coefficient de dilatation thermique (CDT)	49
2.3.3.	Propriétés optiques	50
2.3.3.1.	Quelques définitions	50
2.3.3.2.	Propriétés optiques	51
2.4.	Propriétés biologiques	53
2.4.1.	Généralités en terme de biocompatibilité	53
2.4.2.	Biocompatibilité de la céramique IPS e.max® Press.....	54
2.4.3.	Solubilité chimique	55
2.4.4.	Radioactivité	55
2.4.5.	Risques biologiques pour les utilisateurs et les patients.....	56
2.5.	Revue de la littérature et indications en prothèse dento et implanto-portée	56
2.5.1.	Revue de la littérature concernant le matériau en prothèse dento-portée.....	56
2.5.1.1.	Matériel et méthodes	56
2.5.1.2.	Résultats	58
2.5.2.	Revue de la littérature concernant le matériau en prothèse implanto-portée	61
2.5.2.1.	Matériel et méthodes.....	61
2.5.2.2.	Résultats	63
2.5.3.	Indications de la céramique IPS e.max® Press validées par la littérature.....	65
3.	Réalisation clinique d'une facette céramo-céramique dento-portée avec le système IPS e.max® Press	68
3.1.	Première consultation.....	69
3.1.1.	Anamnèse	69
3.1.2.	Attentes et exigence esthétique du patient	69
3.1.3.	Examen clinique et radiographique endo-buccal.....	69
3.1.4.	Examen articulaire et musculaire.....	70
3.1.5.	Analyse esthétique.....	71
3.1.5.1.	Protocole photographique.....	71
3.1.5.2.	Analyse esthétique de la face, de la denture et son intégration dans le visage du patient.....	72
3.1.5.2.1.	Principaux critères esthétiques de la face au repos.....	72
3.1.5.2.2.	Principaux critères esthétiques de la face lors du sourire	72
3.1.5.2.3.	Principaux critères esthétiques du sourire.....	73
3.1.5.2.4.	Principaux critères esthétiques dentaires et gingivaux	74
3.2.	Indications et contre-indications du traitement par facettes en céramique antérieures	75

3.3.	Présentation et validation du projet prothétique avec le patient	78
3.4.	Préparations dentaires et prise d'empreinte	79
3.4.1.	Instrumentation	80
3.4.2.	Protocole de préparation pour facettes en céramique antérieures.....	81
3.4.3.	Principaux types de préparation pour facettes en céramique antérieures.....	82
3.4.4.	Empreinte des préparations et pose des facettes provisoires.....	83
3.5.	Réalisation au laboratoire de prothèse.....	85
3.6.	Essai clinique et validation esthétique.....	87
3.7.	Protocole de collage.....	88
3.7.1.	Généralités sur le collage.....	88
3.7.2.	Protocole de collage d'une facette antérieure en céramique IPS e.max® Press.....	90
3.7.2.1.	Préparation de l'intrados de la facette.....	90
3.7.2.2.	Collage à la préparation dentaire	90
3.8.	Réglage de l'occlusion et polissage	92
3.9.	Cas cliniques.....	93
3.9.1.	Cas clinique de réalisation de facettes dento-portées de 12 à 22 en céramique stratifiée IPS e.max® Press par le Dr Maxime HELFER.....	93
3.9.2.	Cas clinique de réalisation de couronnes dento-portées sur 11 et 21 en céramique stratifiée IPS e.max® Press par le Dr Maxime HELFER.....	96

Bibliographie

1. Aboushelib NM, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations, Part II : zirconia veneering ceramics. Dent Mater. 2006; 22(9): 857-63.
2. Akoglu B, Gemalmaz D. Fracture resistance of ceramic veneers with different preparation designs. J Prosthodont. 2011; 20(5): 380-4.
3. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. J Prosthet Dent. 2003; 89(4): 374-80.
4. Alkadi L, Ruse ND. Fracture toughness of two lithium disilicate dental glass ceramics. J Prosthet Dent. 2016; 116(4): 591-6.
5. Allard Y. Une nouvelle céramique : l'Empress. Réal Clinique. 1991 ; 2(4) : 477-88.
6. Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown: A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. Acta Odontol Scand. 1993; 51(1): 59-64.
7. Anusavice KJ. Phillips' science of dental materials. St Louis: Elsevier; 2013. 571 p.
8. Azogui EE. Étude d'une céramique au disilicate de lithium, l'IPS e.max® (Ivoclar/Vivadent, France) [Thèse d'exercice]. [Reims]: Université de Reims Champagne-Ardenne. UFR d'odontologie ; 2012. 50 p.
9. Bayindir F, Ozbayram O. Effect of number of firings on the color and translucency of ceramic core materials with veneer ceramic of different thicknesses. J Prosthet Dent. 2018; 119(1): 152-8.
10. Becker M, Char MS, Garling A, Kern M. Fifteen-year outcome of posterior all-ceramic inlay-retained fixed dental prostheses. J Dent. 2019; 89: 103174.

11. Beier US, Kapferer I, Burtscher D, Dumfahrt H. Clinical performance of porcelain laminate veneers for up to 20 years. *Int J Prosthodont*. 2012; 25(1): 79-85.
12. Belli R, Wendler M, Zorzin JI, Lohbauer U. Practical and theoretical considerations on the fracture toughness testing of dental restorative materials. *Dent Mater*. 2018; 34(1): 97-119.
13. Belser U, Magne P, Magne M. Ceramic laminate veneers : continuous evolution of indications. *J Esthet Dent*. 1997; 9(4): 197-207.
14. Brunot-Gohin C, Duval JL, Azogui EE, Jannetta R, Pezron I, Laurent-Maquin D, et coll. Soft tissue adhesion of polished versus glazed lithium disilicate ceramic for dental applications. *Dent Mater*. 2013; 29(9): e205-12.
15. Brunot-Gohin C, Duval JL, Verbeke S, Belanger K, Pezron I, Kugel G, et coll. Biocompatibility study of lithium disilicate and zirconium oxide ceramics for esthetic dental abutments. *J Periodontal Implant Sci*. 2016; 46(6): 362-71.
16. Castelnuovo J. Porcelain laminate veneers : criteria for predictability. *Rev Odontostomatol*. 2008; 37(4): 287-315.
17. Cheylan JM, Archien C. Biocompatibilité des métaux, alliages et céramiques dentaires. *Réal Clin*. 2005 ; 16(2) :169-186.
18. Chu SJ, Tan JH, Stappert CF, Tarnow DP. Gingival zenith positions and levels of the maxillary anterior dentition. *J Esthet Restor Dent*. 2009; 21(2): 113-20.
19. Clément M, Noharet R, Viennot S. Réalisation clinique d'une prothèse fixée unitaire : optimisation du résultat esthétique. *EMC – Médecine buccale*. 2014 ; 9(3) : 1-17. [Article 28-815-L-90].

20. Compain P. Comportement des matériaux prothétiques dentaires en solution saline : approche expérimentale [Thèse d'exercice]. [Nancy] : Université de Nancy I. UFR de chirurgie dentaire ; 2010. 169 p.
21. Compin L. Couronne unitaire tout céramique : les indications des différents matériaux en fonction des situations cliniques [Thèse d'exercice]. [Nantes] : Université de Nantes. UFR d'odontologie ; 2013. 100 p.
22. Conreaux C. La liaison céramo-céramique tiendra-t-elle ses promesses ? [Thèse d'exercice]. [Nancy] : Université de Nancy I. UFR de chirurgie dentaire ; 2011. 244 p.
23. Cooper LF, Stanford C, Feine J, McGuire M. Prospective assessment of CAD/CAM zirconia abutment and lithium disilicate crown restorations : 2.4 year results. *J Prosthet Dent.* 2016; 116(1): 33-9.
24. Deany IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1996; 7(2): 134-43.
25. Dede DÖ, Armağanci A, Ceylan G, Celik E, Cankaya S, Yilmaz B. Influence of implant abutment material on the color of different ceramic crown systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2016 ; 116(5):764-9.
26. Demarcy M. Étude expérimentale de la résistance en push-out de l'interface collée IPS e.max Press/dentine [Thèse d'exercice]. [Reims] : Université de Reims Champagne-Ardenne. UFR d'odontologie ; 2014. 119 p.
27. Denry I, Holloway JA. Ceramics for dental applications: a review. *Materials (Basel).* 2010; 3(1): 351-68.
28. Durand JC, Pourreyron L, Bennasar B, Jacquot B, Fages M. Céramiques dentaires : de leurs évolutions aux implications cliniques. *EMC – Médecine buccale.* 2017 ; 12(6) : 1-15. [Article 28-410-C-10].

29. Edelhoff D, Güth JF, Erdelt K, Brix O, Liebermann A. Clinical performance of occlusal onlays made of lithium disilicate ceramic in patients with severe tooth wear up to 11 years. *Dental Materials*. 2019 ; 35(9):1319-1330.
30. Eisner B, Naenni N, Hüsler J, Hämmerle C, Thoma DS, Sailer I. Three-year results of a randomized controlled clinical trial using submucosally veneered and unveneered zirconia abutments supporting all-ceramic single-implant crowns. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2018; 38(5): 645-52.
31. Esquivel-Upshaw JF, Rose WF, Barrett AA, Oliveira ER, Yang MCK, Clark AE, et coll. Three years in vivo wear: core-ceramic, veneers, and enamel antagonists. *Dent Mater*. 2012; 28(6): 615-21.
32. Etienne O, Anckenmann L. Restaurations esthétiques en céramique collée. Paris : CdP ; 2016. 368 p.
33. Etienne O. Le polissage des céramiques en bouche. *Inf Dent*. 2014 ; (32) : 21-24.
34. Fages M, Bennasar B, Durand JC, Raynal J. Les préparations A OPTIMA. Dentisterie invasive A MINIMA et CFAO. *Inf Dent*. 2015 ; (38) : 30-5.
35. Ferrari JL, Sadoun M. Classification des céramiques dentaires. *Cah Prothèse*. 1995 ; 89 : 17-26.
36. Ferrari M, Tricarico MG, Cagidiaco MC, Vichi A, Gherlone EF, Zarone F, Sorrentino R. Three-year randomized controlled prospective clinical trial on different CAD-CAM implant abutments. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2016; 18(6): 1134-1141.
37. Fradeani M, Redemagni M, Corrado M. Porcelain laminate veneers : 6- to 12-year clinical evaluation: a retrospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2005; 25(1): 9-17.
38. Fradeani M. Réhabilitation esthétique en prothèse fixée, Tome 1 : Analyse esthétique. Paris : Quintessence International ; 2006. 352 p.

39. Garling A, Sasse M, Becker MEE, Kern M. Fifteen-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *J Dent*. 2019; 89(10): 103178.
40. Granell-Ruiz M, Agustin-Panadero R, Fons-Font A, Roman-Rodriguez JL, Sola-Ruiz MF. Influence of bruxism on survival of porcelain laminate veneers. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2014; 19(5): 426-32.
41. Grégoire G, Populer P, Magne S, Guyonnet JJ. Biocompatibilité des matériaux utilisés en odontologie. *EMC – Médecine buccale*. 2008 ; 3(1) : 1-12. [Article 28-445-C-10]
42. Hallmann L, Ulmer P, Gerngross MD, Jetter J, Mintrone M, Lehmann F, et coll. Properties of hot-pressed lithium silicate glass-ceramics. *Dent Mater*. 2019; 35(5): 713-29.
43. Hallmann L, Ulmer P, Kern M. Effect of microstructure on the mechanical properties of lithium disilicate glass-ceramics. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2018; 82: 355-370.
44. Heichelbech F, Krier J, Etienne O. Facettes : quelle forme de préparation pour quels résultats ? Analyse par éléments finis. *Cah Prothèse*. 2015 ; 171 : 17-28.
45. Helfer M. Étude des matériaux de reconstruction prothétique odontologique en salive artificielle [Thèse de doctorat]. [Nancy] : Université de Lorraine. Institut Polytechnique de Lorraine ENSIC ; 2012. 251 p.
46. Jacquot B, Lethuillier J, Fages M, Bennasar B, Felenc S, Raynal J, Margerit J. Quelle zircone en odontologie prothétique ? *Inf Dent*. 2010 ; (92) : 10-16.
47. Jannetta R. Céramique et réponse biologique : vers de nouveaux cols implantaires esthétiques [Thèse d'exercice]. [Reims] : Université de Reims Champagne-Ardenne. UFR d'odontologie ; 2012. 87 p.

48. Jensen J, Joss A, Lang N. The smile line of different ethnic groups depending on age and gender. *Acta Med Dent Helv.* 1999; 4: 38-46.
49. Kahramanoglu E, Aslan YU, Özkan Y, Özkan Y. Clinical and radiographic evaluation of early loaded maxillary anterior implants : three-year follow-up. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2019; 39(1): 123-129.
50. Kilic K, Kesim B, Sumer Z, Polat Z, Kesim S. In vitro cytotoxicity of all-ceramic substructural materials after aging. *J Dent Sci.* 2013; 8(3): 231-238.
51. Kelly JR. Dental ceramics : What is this stuff anyway ? *J Am Dent Assoc.* 2008; 139 suppl: 4S-7S.
52. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry : historical evolution and current practice. *Aust Dent J.* 2011; 56(Suppl 1): 84-96.
53. Kraus RD, Epprecht A, Hämmerle CHF, Sailer I, Thoma DS. Cemented vs screw-retained zirconia-based single implant reconstructions : a 3-year prospective randomized controlled clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2019; 21(4): 578-585.
54. Kukiattrakoon B, Thammasitboon K. The effect of different etching times of acidulated phosphate fluoride gel on the shear bond strength of high-leucite ceramics bonded to composite resin. *J Prosthet Dent.* 2007; 98(1): 17-23.
55. Laass A, Sailer I, Hüsler J, Hämmerle CH, Thoma DS. Randomized controlled clinical trial of all-ceramic single-tooth implant reconstructions using modified zirconia abutments: results at 5 years after loading. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2019; 39(1): 17-27.
56. Laborde G, Lacroix P, Margossian P, Laurent M. Les systèmes céramo-céramiques. *Réal Clin.* 2004 ; 15(1) : 89-104.
57. Larson TD. Atraumatic tooth preparation. *Northwest Dent.* 2008; 87(1): 29-34.

58. Lasfargues JJ, Colon P. Odontologie conservatrice et restauratrice, Tome 1 : Une approche médicale globale. Rueil-Malmaison : CdP ; 2009. 480 p.
59. Lawson NC, Janyavula S, Syklawer S, McLaren EA, Burgess JO. Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing. *J Dent.* 2014; 42(12): 1586-91.
60. Lebon N, Crenn MJ, Chamieh F, Pelissier B, Rohman G, Fromentin O. Procédés modernes de mise en forme des matériaux en odontologie. EMC – Médecine buccale. 2018 ; 13(1) : 1-15. [Article 28-672-G-10].
61. Lecerf J, Perrin J, Plard H, Laferté N. Restaurations collées : zircone vs disilicate de lithium. *Strat Proth.* 2019 ; 19(1) : 35-40.
62. Li D, Guo JW, Wang XS, Zhang SF, He L. Effects of crystal size on the mechanical properties of a lithium disilicate glass-ceramic. *Mater Sci Eng.* 2016 ; 669: 332-9.
63. Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD-CAM technology : state of the art. *J Prosthodont Res.* 2014; 58(4): 208-16.
64. Li ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. *J Prosthet Dent.* 1999; 81(5): 597-609.
65. Lughì V, Sergo V. Low temperature degradation-aging of zirconia : a critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater.* 2010; 26(8): 807-820.
66. Malament KA, Natto ZS, Thompson V, Rekow D, Eckert S, Weber HP. Ten-year survival of pressed, acid-etched e.max lithium disilicate monolithic and bilayered complete-coverage restorations: Performance and outcomes as a function of tooth position and age. *J Prosthet Dent.* 2019; 121(5): 782-790.
67. Margossian P, Laborde G. Restaurations céramocéramiques. EMC – Médecine buccale. 2008 ; 3(1) : 1-9. [Article 28-648-C-10]

68. Margossian P, Laborde G, Koubi S, Couderc G, Maille G, Botti S, Dinardo Y, Mariani P. Propriétés optiques des systèmes céramocéramiques : implications cliniques. *Réal Clin*. 2010 ; 21(3) : 41-51.
69. Marin T. Approche biomécanique du choix des céramiques dans les reconstitutions partielles et unitaires collées [Thèse d'exercice]. [Toulouse] : Université Toulouse III - Paul Sabatier. Faculté de chirurgie dentaire ; 2018. 136 p.
70. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J*. 1965 ; 119(6): 251-67.
71. Michel F, Elie R. Optimisation de l'intégration de restaurations céramiques par l'utilisation des colles colorées. *Strat Proth*. 2019 ; 19(1) : 49-53.
72. Öztürk E, Bolay Ş. Survival of porcelain laminate veneers with different degrees of dentin exposure : 2-year clinical results. *J Adhes Dent*. 2014; 16(5): 481-9.
73. Perelmuter S, De Cooman J, Degrange M, Lelievre F, Lecardonnell A, Pompignoli M, et coll. Les céramo-céramiques. Paris : Association Dentaire Française ADF ; 2005. 62 p.
74. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999; 20(1): 1-25.
75. Pires LA, Novais PMR, Araújo VD, Pegoraro LF. Effects of the type and thickness of ceramic, substrate, and cement on the optical color of a lithium disilicate ceramic. *J Prosthet Dent*. 2017; 117(1): 144-9.
76. Pousette Lundgren GP, Vestlund GIM, Dahllöf G. Crown therapy in young individuals with amelogenesis imperfecta : Long term follow-up of a randomized controlled trial. *J Dent*. 2018; 76: 102-8.
77. Poujade JM, Zerbib C, Serre D. Céramiques dentaires. EMC – Médecine buccale. 2008 ; 3(1) : 1-12. [Article 28-410-C-10]

78. Raj V, Heymann HO, Hershey HG, Ritter AV, Casco JS. The apparent contact dimension and covariates among orthodontically treated and nontreated subjects. *J Esthet Restor Dent.* 2009; 21(2): 96-111.
79. Raux F, Bernard C. Abrasivité des matériaux prothétiques esthétiques face à une dent saine. *Réal Clin.* 2018 ; 29(2) : 119-25.
80. Samer MS, Ali TT, Abdullah H. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns after a mean duration of 3 years: a retrospective study. *Oral Health Prev Dent.* 2018; 16(3): 249-57.
81. Shirakura A, Lee H, Geminiani A, Ercoli C, Feng C. The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent.* 2009; 101(2): 119-27.
82. Stawarczyk B, Dinse L, Eichberger M, Jungbauer R, Liebermann A. Flexural strength, fracture toughness, three-body wear, and Martens parameters of pressable lithium-X-silicate ceramics. *Dent Mater.* 2020; 36(3): 420-30.
83. Sterrett JD, Oliver T, Robinson F, Fortson W, Knaak B, Russell CM. Width/length ratios of normal clinical crowns of the maxillary anterior dentition in man. *J Clin Periodontol.* 1999; 26(3): 153-57.
84. Srietchdanond J, Leevailoj C. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin : an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2014; 112(5): 1141-50.
85. Thoma DS, Wolleb K, Bienz SP, Wiedemeier D, Hämmerle CHF, Sailer I. Early histological, microbiological, radiological, and clinical response to cemented and screw-retained all-ceramic single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2018; 29(10): 996-1006.

86. Tikku T, Khanna R, Maurya RP, Ahmad N. Role of buccal corridor in smile esthetics and its correlation with underlying skeletal and dental structures. *Indian J Dent Res.* 2012; 23(2): 187-94.
87. Urzal V. Relation des dents avec les structures adjacentes pour un résultat esthétique. *Int Orthod.* 2010 ; 8(2) : 91-104.
88. Valsesia L. Reconstruction du secteur antérieur par procédés céramo-céramiques : données actuelles [Thèse d'exercice]. [Nancy] : Université de Nancy I. UFR de chirurgie dentaire ; 2005. 160 p.
89. Van den Breemer CRG, Cune MS, Özcan M, Naves LZ, Kerdijk W, Gresnigt MMM. Randomized clinical trial on the survival of lithium disilicate posterior partial restorations bonded using immediate or delayed dentin sealing after 3 years of function. *J Dent.* 2019; 85: 1-10.
90. Verfaillie L. Le monolithique en disilicate de lithium et en zircone : intérêts dans les reconstitutions coronaires périphériques en prothèse fixée unitaire [Thèse d'exercice]. [Lille] : Université de Lille. Faculté de chirurgie dentaire ; 2018. 88 p.
91. Wang F, Yu T, Chen J. Biaxial flexural strength and translucent characteristics of dental lithium disilicate glass ceramics with different translucencies. *J Prosthodont Res.* 2020; 64(1): 71-7.
92. Wassell RW, Nohl F, Steele JG, Walls A. *Extra-Coronal Restorations Concepts and Clinical Application.* Cham : Springer ; 2019. 463 p.
93. Witkop CJ Jr. Amelogenesis imperfecta, dentinogenesis imperfecta and dentin dysplasia revisited : problems in classification. *J Oral Pathol.* 1988; 17(9-10): 547-553.
94. Wolfart S, Thormann H, Freitag S, Kern M. Assessment of dental appearance following changes in incisor proportions. *Eur J Oral Sci.* 2005; 113(2): 159-165.

95. Zhang X, Li T, Wang X, Yang L, Wu J. Glass-ceramic resin-bonded fixed partial dentures for replacing a single premolar tooth: a prospective investigation with a 4-year follow-up. J Prosthet Dent. 2019. DOI: [10.1016/j.prosdent.2019.07.007](https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.07.007)

Références électroniques

96. ANAES (Agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé) Service Recommandations Professionnelles. Guide d'analyse de la littérature et gradation des recommandations [Internet]. 2000 [consulté le 2 mai 2020]. Disponible sur : <https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/analiterat.pdf>
97. Brandt S, Winter A, Lauer HC, Kollmar F, Portscher-Kim SJ, Romanos GE. IPS e.max for all-ceramic restorations : clinical survival and success rates of full-coverage crowns and fixed partial dentures. Materials (Basel) [Internet]. 2019 [consulté le 4 mars 2020]; 12(3): 462. Disponible sur : <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6384731/>
98. Bücco orthodontistes. Esthétique du sourire [Internet]. 2020 [consulté le 29 avril 2020]. Disponible sur : <https://www.orthodontisteenligne.com/esthetique-du-sourire/>
99. Bühler-Zemp P, Völkel T, Fischer K. IPS e.max® Press Scientific Documentation [Internet]. 2011 [consulté le 24 mars 2020]. Disponible sur : <https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=&cad=rja&uact=8&ved=2ahUKEwjb38gbxIPqAhXCxoUKHRnTAKlQFjAAegQIARAB&url=https%3A%2F%2Fwww.ivoclarvivadent.fr%2Fzoolu-website%2Fmedia%2Fdocument%2F9808%2FIPS%2Be-max%2BPress&usg=AOvVaw2c-jG27iMiBWhUmRYLZw1a>
100. Dejou J. Les céramiques [Internet]. 2009 [consulté le 22 janvier 2020]. Disponible sur : <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap17/site/html/cours.pdf>
101. Gaillard C, Hue C. L'art du sourire [Internet]. 2011 [consulté le 28 avril 2020]. Disponible sur : <https://www.lefildentaire.com/articles/clinique/esthetique/l-art-du-sourire/>
102. Gebhardt A, Todd JC. IPS e.max® ZirCAD Documentation Scientific [Internet]. 2017 [consulté le 20 mars 2020]. Disponible sur :

https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=&ved=2ahUKEwi234eey4PqAhWLyYUKHWtIBEYQFjAAegQIAxAB&url=https%3A%2F%2Fwww.ivoclarvivadent.fr%2Fzoolu-website%2Fmedia%2Fdocument%2F44220%2FIPS%2Be-max%2BZirCAD&usq=AOvVaw05D61Hd98egac-z_2lwFev

103. Heichelbech F, Toledano C. Préparation pour facettes [Internet]. 2017 [consulté le 9 mai 2020]. Disponible sur : <https://www.lefildentaire.com/articles/pratique/fiches-esthetique/preparation-pour-facettes/>

104. Heichelbech F, Toledano C. Protocole de préparation pour facettes [Internet]. 2017 [consulté le 2 mai 2020]. Disponible sur : <https://www.lefildentaire.com/articles/clinique/esthetique/protocole-de-preparation-pour-facettes/>

105. Ivoclar-Vivadent. Guide de préparation tout céramique [Internet]. [consulté le 19 mars 2020]. Disponible sur : https://r.search.yahoo.com/_ylt=AwrJQ4yMdO9eZnoAfClk24IQ;_ylu=X3oDMTByaW11dnNvBGNvbG8DaXIyBHBvcwMxBHZ0aWQDBHNIYwNzcg--/RV=2/RE=1592780045/RO=10/RU=https%3a%2f%2fwww.ivoclarvivadent.fr%2fzoolu-website%2fmedia%2fdocument%2f12332%2fGuide%2bde%2bpr%25C3%25A9paration%2btout%2bc%25C3%25A9ramique/RK=2/RS=3ebuijwECKZxCkeAkzLzu5W9EU-

106. Ivoclar-Vivadent. IPS e.max® Press La céramique de pressée originale au disilicate de lithium [Internet]. 2019 [consulté le 20 mars 2020]. Disponible sur : https://r.search.yahoo.com/_ylt=AwrP4IDkdO9eNGsAsw8k24IQ;_ylu=X3oDMTByaW11dnNvBGNvbG8DaXIyBHBvcwMxBHZ0aWQDBHNIYwNzcg--/RV=2/RE=1592780132/RO=10/RU=https%3a%2f%2fwww.ivoclarvivadent.fr%2fzoolu-website%2fmedia%2fdocument%2f46762%2fIPS%2be-max%2bPress/RK=2/RS=5kJiQpLq64BAnDLqg2P2HeMSYU-

107. Ivoclar-Vivadent. IPS e.max® Press Monolithic Solutions Mode d'emploi [Internet]. 2014 [consulté le 20 mars 2020]. Disponible sur : https://r.search.yahoo.com/_ylt=AwrJS5Uode9e3EUAS0kk24IQ;_ylu=X3oDMTByaW11dnNvBGNvbG8DaXIyBHBvcwMxBHZ0aWQDBHNIYwNzcg--/RV=2/RE=1592780200/RO=10/RU=https%3a%2f%2fwww.ivoclarvivadent.fr%2fzoolu-website%2fmedia%2fdocument%2f27463%2fIPS%2be-max%2bPress%2bMonolithic%2bSolutions/RK=2/RS=C5bWG6m5gA6yLPL2c6HhWNxJCM0-

108. Ivoclar-Vivadent. IPS e.max® Press Vue d'ensemble [Internet]. [consulté le 26 mars 2020]. Disponible sur : https://r.search.yahoo.com/_ylt=AwrJQ5p3de9eg24ATxEk24IQ;_ylu=X3oDMTByaW11dnNvBGNvbG8DaXIyBHBvcwMxBHZ0aWQDBHNIYwNzcg--/RV=2/RE=1592780279/RO=10/RU=https%3a%2f%2fwww.ivoclarvivadent.fr%2fzoolu-website%2fmedia%2fdocument%2f38329%2fIPS%2be-max%2bCeram-Press%2b-%2bVue%2bd%2527ensemble/RK=2/RS=vfixH0fyhW.tF2L_aJ1rXcNJqQY-

109. Ivoclar-Vivadent. IPS e.max® Rapport scientifique [Internet]. 2012 [consulté le 30 mars 2020]. Disponible sur : https://r.search.yahoo.com/_ylt=AwrJRCC8de9epxcA5wlk24IQ;_ylu=X3oDMTByMWk2OWNtBGNvbG8DaXIyBHBvcwMyBHZ0aWQDBHNIYwNzcg--/RV=2/RE=1592780349/RO=10/RU=http%3a%2f%2fwww.ivoclarvivadent.fr%2fzoolu-website%2fmedia%2fdocument%2f14345%2fIPS%2be-max_Rapport%2bScientifique/RK=2/RS=A.VovYnH_3EHVJwVDmbG1Bg_Hiw-

110. Ivoclar-Vivadent. IPS Empress® System [Internet]. [consulté le 12 février 2020]. Disponible sur : https://r.search.yahoo.com/_ylt=AwrP4ID_de9eY1EABEwk24IQ;_ylu=X3oDMTByMWk2OWNtBGNvbG8DaXIyBHBvcwMyBHZ0aWQDBHNIYwNzcg--/RV=2/RE=1592780416/RO=10/RU=https%3a%2f%2fwww.ivoclarvivadent.fr%2fzoolu-website%2fmedia%2fdocument%2f10855%2fIPS%2bEmpress%2bSystem%2b-%2bLaboratoire/RK=2/RS=FAGUDImJi066q1_mlbxv5yPTEvk-

111. Ivoclar-Vivadent. IPS Ivocolor Maquillants et glasures universels [Internet]. 2015 [consulté le 24 mars 2020]. Disponible sur : https://r.search.yahoo.com/_ylt=AwrJS9c8du9eDgcAkmwk24lQ;_ylu=X3oDMTByMWk2OWNtBGNvbG8DaXlyBHBvcwMyBHZ0aWQDBHNIYwNzcg--/RV=2/RE=1592780476/RO=10/RU=http%3a%2f%2fwww.ivoclarvivadent.fr%2fzoolu-website%2fmedia%2fdocument%2f34013%2fIPS%2blvocolor/RK=2/RS=CRZw7GslwBZ7IRrOMyt3.v1VyEU-

112. Ivoclar-Vivadent. Le guide du collage [Internet]. 2018 [consulté le 12 mai 2020]. Disponible sur : <https://www.ivoclarvivadent.fr/zoolu-website/media/document/38662/Guide+du+collage>

113. Ivoclar-Vivadent. Les clés du succès en tout céramique par Oliver Brix [Internet]. 2012 [consulté le 11 avril 2020]. Disponible sur : <https://www.ivoclarvivadent.fr/fr/stages-en-france/?sid=8114>

114. Ivoclar-Vivadent. Variolink Esthetic [Internet]. [consulté le 15 mai 2020]. Disponible sur : <https://www.ivoclarvivadent.fr/fr/p/tous/variolink-esthetic>

115. Jacquot B. Propriétés mécaniques des biomatériaux utilisés en odontologie [Internet]. 2010 [consulté le 27 mars 2020]. Disponible sur : <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap4/site/html/3.html>

116. Mocquot C. Matériaux et usures dentaires [Internet]. 2019. [consulté le 2 avril 2020]. Disponible sur : <https://www.information-dentaire.fr/formations/materiaux-et-usures-dentaires/>

117. Thermoconcept. Conductivité thermique [Internet]. 2018 [consulté le 9 avril 2020]. Disponible sur : <http://www.conductivitethermique.fr/>

118. Verre - Société Chimique de France [Internet]. 2017 [consulté le 18 janvier 2020]. Disponible sur : <http://www.societechimiquedefrance.fr/Verre.html>

119. Vita Zahnfabrik. Documentation VITA In-Ceram® for inLab® [Internet]. 2006 [consulté le 6 février 2020]. Disponible sur : https://r.search.yahoo.com/_ylt=AwrP4naFFvJelkgANgMk24lQ;_ylu=X3oDMTByZzJoOXByBGNvbG8DaXlyBHBvcwM0BHZ0aWQDBHNIYwNzcg--/RV=2/RE=1592952582/RO=10/RU=http%3a%2f%2fdata.dt-shop.com%2ffileadmin%2fmedia%2fga%2f09298_ga_enu.pdf/RK=2/RS=a2W8z7oUpkdB0DP3XmJ_s_0_J1E-