

UNIVERSITE TOULOUSE III – PAUL SABATIER

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2020

2020-TOU3-3013

THESE

POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

Par

Laure MARRE

Le 25/02/2020

**LES RESTAURATIONS INDIRECTES PARTIELLES EN VITROCERAMIQUE
DANS LA CONCEPTION DES BRIDGES EN SECTEUR POSTERIEUR.**

Directeur de thèse : Dr Romain DUCASSE

JURY

Président	Professeur Franck DIEMER
1 ^{er} assesseur :	Docteur Karim NASR
2 ^e assesseur :	Docteur Delphine COMTESSE-MARET
3 ^e assesseur :	Docteur Romain DUCASSE
4 ^e assesseur :	Docteur Victor EMONET-DENAND



**UNIVERSITÉ
TOULOUSE III
PAUL SABATIER**



Faculté de Chirurgie Dentaire

➔ DIRECTION

DOYEN

Mr Philippe POMAR

ASSESEURS DU DOYEN

Mme Sabine JONIOT

Mme Sara DALICIEUX-LAURENCIN

CHARGÉS DE MISSION

Mr Karim NASR (Innovation Pédagogique)

Mr Olivier HAMEL (Maillage Territorial)

Mr Franck DIEMER (Formation Continue)

Mr Philippe KEMOUN (Stratégie Immobilière)

Mr Paul MONSARRAT (Intelligence Artificielle)

PRÉSIDENTE DU COMITÉ SCIENTIFIQUE

Mme Cathy NABET

DIRECTRICE ADMINISTRATIVE

Mme Muriel VERDAGUER

➔ PERSONNEL ENSEIGNANT

➔ HONORARIAT

DOYENS HONORAIRES

Mr Jean LAGARRIGUE †

Mr Jean-Philippe LODTER †

Mr Gérard PALOUDIER

Mr Michel SIXOU

Mr Henri SOULET

➔ ÉMÉRITAT

Mr Damien DURAN

Mme Geneviève GRÉGOIRE

Mr Gérard PALOUDIER

Section CNU 56 : Développement, Croissance et Prévention

56.01 ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE et ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE (Mme BAILLEUL- FORESTIER)

ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE

Professeurs d'Université : Mme BAILLEUL-FORESTIER, Mr. VAYSSE

Maîtres de Conférences : Mme NOIRRI-ESCLASSAN, Mme VALERA, Mr. MARTY

Assistants : Mme BROUTIN, Mme GUY-VERGER

Adjoint d'Enseignement : Mr. DOMINE, Mr. BENETAH

ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

Maîtres de Conférences : Mr BARON, Mme LODTER, Mme MARCHAL, Mr. ROTENBERG,

Assistants : Mme ARAGON, Mme DIVOL,

56.02 PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ, ODONTOLOGIE LÉGALE (Mme NABET)

Professeurs d'Université : Mr. SIXOU, Mme NABET, Mr. HAMEL

Maître de Conférences : Mr. VERGNES,

Assistant : Mr. ROSENZWEIG,

Adjoints d'Enseignement : Mr. DURAND, Mlle. BARON, Mr LAGARD, Mme FOURNIER

Section CNU 57 : Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale

57.01 CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE (Mr. COURTOIS)

PARODONTOLOGIE

Maîtres de Conférences : Mr. BARTHET, Mme DALICIEUX-LAURENCIN, Mme VINEL

Assistants : Mr. RIMBERT, Mme. THOMAS

Adjoints d'Enseignement : Mr. CALVO, Mr. LAFFORGUE, Mr. SANCIER, Mr. BARRE, Mme KADDECH

CHIRURGIE ORALE

Professeurs d'Université : Mme COUSTY,
Maîtres de Conférences : Mr. CAMPAN, Mr. COURTOIS,
Assistants : Mme COSTA-MENDES, Mr. CAMBRONNE
Adjoints d'Enseignement : Mr. FAUXPOINT, Mr. L'HOMME, Mme LABADIE, Mr. RAYNALDI, Mr. SALEFRANQUE

BIOLOGIE ORALE

Professeur d'Université : Mr. KEMOUN
Maîtres de Conférences : Mr. POULET, Mr. BLASCO-BAQUE
Assistants : Mr. TRIGALOU, Mme. TIMOFEEVA, Mr. MINTY, Mme. BLANC
Adjoints d'Enseignement : Mr. FRANC, Mr BARRAGUE

Section CNU 58 : Réhabilitation Orale

58.01 DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE, PROTHESES, FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX (Mr ARMAND)

DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE

Professeur d'Université : Mr. DIEMER
Maîtres de Conférences : Mr. GUIGNES, Mme GURGEL-GEORGELIN, Mme MARET-COMTESSE Assistants :
Mme PECQUEUR, Mr. DUCASSE, Mr FISSE Mr. GAILLAC, Mme. BARRERE
Assistant Associé : Mme BEN REJEB,
Adjoints d'Enseignement : Mr. BALGUERIE, Mr. MALLET, Mr. HAMDAN

PROTHÈSES

Professeurs d'Université : Mr. ARMAND, Mr. POMAR
Maîtres de Conférences : Mr. CHAMPION, Mr. ESCLASSAN, Mr. DESTRUHAUT
Assistants: Mr. EMONET-DENAND, Mr. HENNEQUIN, Mr. CHAMPION, Mme. DE BATAILLE, Mme.
BROUTIN
Adjoints d'Enseignement : Mr. GALIBOURG, Mr. GHRENASSIA, Mme. LACOSTE-FERRE,
Mr. GINESTE, Mr. LE GAC, Mr. GAYRARD, Mr. COMBADAZOU, Mr. ARCAUTE, Mr. SOLYOM,
Mr. KNAFO, Mr. HEGO DEVEZA

FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX

Maîtres de Conférences : Mme JONJOT, Mr. NASR, Mr. MONSARRAT
Assistants : Mr. CANCEILL, Mr. OSTROWSKI, Mr. DELRIEU,
Adjoints d'Enseignement : Mr. AHMED, Mme MAGNE, Mr. VERGÉ, Mme BOUSQUET

Mise à jour le 09 janvier 2020

REMERCIEMENTS

A ma famille,

A mes parents, pour tout ce que vous m'avez appris, pour le soutien toujours plus grand que vous m'avez apporté.

A mes frères, à votre bêtise, votre bonne humeur, vos chants (toujours très justes), à votre capacité de toujours embellir nos moments ensemble.

A mes grands-parents, pour l'exemple que vous êtes, pour tous les enseignements que vous m'apportez et votre soutien.

A mes oncles, tantes, cousins et cousines, merci pour tous ces repas et moments en famille.

A ma deuxième famille,

Aux 3M, à ces moments ensemble toujours plus importants, les bons comme les plus durs. Merci pour votre présence, votre soutien, et tous ces moments tous réunis.

A cette petite étoile qui brillera toujours au-dessus de nous, et qui nous guidera dans notre marathon de la vie à nous.

A mes amis de la fac,

A Maëlle, l'exemple parfait que les choses arrivent toujours pour une raison. Merci pour avoir rendu ces P1 beaucoup moins tristes à tes côtés. Merci pour ces années à la fac, de la rentrée en P2, à la clinique, et pour toutes celles à venir. Merci pour ton écoute sans faille, les fous rires, les repas, les soirées, les verres, et ton amitié toujours présente.

A Lolo, merci pour toutes ces années, ce soutien constant (sauf quand on n'est pas d'accord...). Merci pour ces verres, ces soirées, ces rires, ces repas, ces relectures et ces pauses entre voisins.

A Lisa pour avoir rendu les derniers moments à la fac mémorables, à Manon pour les repas et soirées folles, à la « Team Marrakech » pour toutes les (nombreuses) soirées, les moments inoubliables, les grands débats (toujours calmes...), pour avoir rendu ces 5 années mémorables.

A mes amis,

A mes deux colocs Julie et Laury, merci de m'avoir supportée. Merci pour ces 10 années d'amitié, pour votre folie, merci infiniment.

A mes bichettes, merci pour toutes ces années, ces soirées animées ou plus calmes, ces nombreuses péripéties, ces heures de discussion et d'écoute, à ces voyages, à ces étés entiers ensemble.

A Roxane, tu fais partie de ces gens qui comptent toujours autant même quand les moments ensemble sont plus rares.

Aux gars, merci infiniment pour votre bonne humeur. A ces nombreux moments de rigolade, à ces soirées infinies, aux cookies dans le sac (des autres), aux squattages de colocs, et à tous les beaux souvenirs que laissent des moments à vos côtés.

Aux praticiennes qui m'ont accueillie,

A Tatie, merci pour la confiance que tu m'as accordée dès les premiers instants. Merci pour ton accueil, ton aide. Merci de m'avoir montré un exemple à suivre.

Aux Salvetaïnes, Dr Arama, Dr Combes, Sarah et Éloïse. Merci infiniment pour ces neuf mois avec vous. Merci pour votre confiance, votre soutien, votre écoute. Je me souviendrai longtemps de ce remplacement à vos côtés.

A NOTRE PRESIDENT DE JURY

Professeur Franck DIEMER

- Professeur des Universités, Praticien Hospitalier d’Odontologie
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- D.E.A. de Pédagogie (Éducation, Formation et Insertion) Toulouse Le Mirail,
- Docteur de l’Université Paul Sabatier,
- Responsable du Diplôme Inter Universitaire d’Endodontie à Toulouse,
- Responsable du Diplôme universitaire d’hypnose
- Co-responsable du diplôme Inter-Universitaire d’odontologie du Sport
- Vice- Président de la Société Française d’Endodontie
- Lauréat de l’Université Paul Sabatier

*Nous sommes très honorés que vous ayez accepté la présidence de ce jury
pour ce travail de thèse.*

*Nous vous remercions pour votre bienveillance et votre disponibilité tout au long de
notre formation ainsi que pour votre dévouement envers les étudiants de la faculté.*

*Veillez trouver, au travers de ce travail, le témoignage de notre reconnaissance et
de notre profond respect.*

A NOTRE JURY DE THESE

Docteur Karim NASR

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d’Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Lauréat de l’Université Paul Sabatier.
- Master1 mention Biotechnologie-Biostatistiques
- Master 2 Recherche en Science des Matériaux
- Certificat d’Études Supérieures de technologie des matériaux employés en Art Dentaire
- Certificat d’Études Supérieures de prothèse Dentaire (Option prothèse Scellée)
- Responsable du domaine d’enseignement Imagerie et Numérique
- Responsable de l’Attestation d’Études Universitaires d’Imagerie Maxillo-Faciale (CBCT).
- Responsable du Diplôme Universitaire de CFAO en Odontologie
- Chargé de mission à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Toulouse

Nous sommes honorés de l’intérêt que vous avez pu porter à notre travail et nous vous remercions d’avoir accepté de siéger dans ce jury

Nous vous remercions pour la qualité de vos enseignements théoriques, qui ont été la première étape de la découverte des vitrocéramiques et de la CFAO.

Nous vous prions de bien vouloir trouver ici l’assurance de notre respect le plus sincère.

A NOTRE JURY DE THESE

Docteur Delphine COMTESSE-MARET

- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Doctorat de l'Université de Toulouse,
- Diplôme Universitaire d'Imagerie 3D,
- Master 2 Recherche Épidémiologie Clinique,
- CES d'Odontologie Légale,
- Diplôme Universitaire de Recherche Clinique en Odontologie (DURCO),
- Enseignant-chercheur, Laboratoire Anthropologie Moléculaire et Imagerie de Synthèse (AMIS) CNRS,
- Lauréate de l'Université Paul Sabatier.

*Nous vous remercions d'avoir accepté de siéger dans ce jury afin de juger
ce travail de thèse.*

*Nous vous remercions pour la bienveillance que vous avez toujours montrée, et pour la
qualité de vos enseignements.*

Nous vous prions de bien vouloir trouver ici l'assurance de notre respect le plus sincère.

A NOTRE DIRECTEUR DE THESE

Docteur Romain DUCASSE

- Assistant hospitalo-universitaire en dentisterie restauratrice à l'Université de Toulouse.
- Docteur en Chirurgie Dentaire
- Certificat d'étude supérieure en dentisterie endodontique et restauratrice de la faculté d'odontologie de Toulouse.
- Diplôme d'études supérieures universitaires en odontologie restauratrice et esthétique de la faculté d'odontologie de Marseille.

Nous vous remercions d'avoir accepté de diriger ce travail. Nous vous sommes très reconnaissants pour vos enseignements théoriques et cliniques. Votre partage constant de connaissances nous a permis de porter un grand intérêt au collage et aux restaurations esthétiques.

Nous vous remercions pour la confiance que vous nous avez accordée pour la rédaction de cette thèse, malgré un temps de démarrage très long.

Veillez trouver, au travers de ce travail, l'expression de notre estime et de notre reconnaissance.

A NOTRE JURY DE THESE

Docteur Victor EMONET-DENAND

- Assistant hospitalo-universitaire
- Docteur en Chirurgie dentaire
- Certificat d'enseignement supérieur de Parodontologie de Toulouse

*Nous vous remercions d'avoir accepté de compléter ce jury afin de juger
ce travail de thèse.*

*Nous vous remercions pour la confiance que vous nous avez accordée dans
l'encadrement des travaux pratiques de prothèse fixe et lors de l'encadrement clinique
de sixième année.*

Nous vous prions de bien vouloir trouver ici l'assurance de notre respect le plus sincère.

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION	13
1 LES RESTAURATIONS PARTIELLES INDIRECTES COLLEES.....	14
1.1 Historique des restaurations partielles indirectes collées	14
1.2 Les différentes restaurations indirectes collées.....	15
1.2.1 L'inlay.....	15
1.2.2 L'onlay.....	17
1.2.3 L'overlay.....	18
1.2.4 Les veneerlays	20
1.2.5 La couronne collée.....	21
1.3 Durée de vie comparative des différentes RPIC céramiques	22
2 LA VITROCERAMIQUE ENRICHIE AU DISILICATE DE LITHIUM (LS₂)	24
2.1 La céramique en odontologie restauratrice	24
2.2 E.max [®] Press	26
2.2.1 Présentation.....	26
2.2.2 Composition	26
2.2.3 Microstructure.....	27
2.2.4 Mise en œuvre.....	27
2.3 E.max [®] CAD.....	28
2.3.1 Présentation.....	28
2.3.2 Composition	28
2.3.3 Microstructure.....	29
2.3.4 Mise en œuvre.....	29
2.4 Comparaison des propriétés physiques	30
2.4.1 Esthétique.....	30
2.4.2 Conductivité thermique	30
2.4.3 Coefficient d'expansion thermique.....	30
2.5 Comparaison des propriétés mécaniques.....	31
2.5.1 Résistance en flexion.....	31
2.5.2 Résistance en compression.....	31
2.5.3 Ténacité.....	31
2.5.4 Module d'élasticité.....	32
2.5.5 Dureté Vickers	33
2.6 Comparaison des propriétés chimiques.....	33

2.6.1	<i>Solubilité chimique</i>	33
2.6.2	<i>Potentiel adhésif</i>	33
2.7	Comparaison des propriétés biologiques.....	34
2.8	Tableau récapitulatif	35
3	LES BRIDGES TOUT CERAMIQUE EN SECTEUR POSTERIEUR AUJOURD’HUI	36
3.1	Bridges en E.max [®] sur couronnes périphériques.....	36
3.1.1	<i>Indications</i>	36
3.1.2	<i>Analyse par méthode des éléments finis (MEF)</i>	37
3.1.3	<i>Études in-vitro</i>	38
3.1.4	<i>Tableau récapitulatif des tests in-vitro</i>	42
3.1.5	<i>Études in-vivo</i>	43
3.2	Bridges céramiques sur inlays	46
3.2.1	<i>Indications</i>	47
3.2.2	<i>Bridge sur inlays, en zircone</i>	47
3.2.3	<i>Bridges sur inlays, en E.max[®]</i>	56
3.3	Tableau récapitulatif des études in-vivo	61
3.4	Conclusion sur les bridges en E.max [®] décrits dans la littérature	62
3.4.1	<i>Facteurs influençant la longévité prothétique</i>	62
3.4.2	<i>Limites des études</i>	63
3.4.3	<i>Bilan des bridges E.max[®] sur restaurations partielles</i>	64
4	BRIDGES EN VITROCERAMIQUE SUR OVERLAYS	65
4.1	Intérêts	65
4.2	Indications	65
4.3	Patients	66
4.4	Matériel & méthode.....	66
4.4.1	<i>Caractéristiques prothétiques</i>	66
4.4.2	<i>Préparation des piliers</i>	67
4.4.3	<i>Assemblage</i>	68
	CONCLUSION	69
	TABLE DES ILLUSTRATIONS	70
	BIBLIOGRAPHIE	76

INTRODUCTION

Aujourd'hui, malgré une prévalence en baisse, l'édentement unitaire reste une situation très fréquente. En secteur postérieur, seulement deux stratégies prothétiques fixes sont fondées sur les preuves. Dans le gradient thérapeutique, la réhabilitation de choix est la thérapeutique implantaire, mais elle ne peut être indiquée dans toutes les situations. En secteur postérieur, la deuxième thérapeutique de choix pour les patients, est le bridge conventionnel (sur couronnes périphériques), qui sera souvent très mutilant pour les dents piliers. Ainsi, pour la restauration des édentements unitaires postérieurs, nous sommes confrontés à un grand écart de préservation tissulaire des dents bordants l'édentement, en fonction du choix thérapeutique.

La préservation tissulaire est un des points essentiels de la dentisterie actuelle. L'évolution vers une dentisterie conservatrice a été permise en réhabilitation unitaire grâce au développement du collage et à l'amélioration des propriétés mécaniques des céramiques, et en particulier des vitrocéramiques. Pour les prothèses plurales fixes, malgré une volonté semblable d'exercer une dentisterie conservatrice et durable, la réalité clinique est plus complexe. Nous avons donc décidé dans ce travail de nous pencher sur cette problématique.

L'objectif de ce travail de thèse sera d'étudier l'intérêt de l'utilisation des restaurations partielles dans la conception des bridges en secteur postérieur, à l'aide des vitrocéramiques. Pour cela nous commencerons par faire le point sur les restaurations partielles indirectes utilisées aujourd'hui. Nous décrirons ensuite les caractéristiques des vitrocéramiques les plus utilisées en pratique actuelle, avant de réaliser une revue de la littérature des bridges postérieurs en vitrocéramique. Cette revue de littérature nous permettra enfin de proposer une forme de bridges collés qui semble prometteuse pour une dentisterie plurale plus conservatrice.

1 Les restaurations partielles indirectes collées

1.1 Historique des restaurations partielles indirectes collées

Depuis 1774, et les travaux de recherche d'un apothicaire et d'un dentiste parisiens (Alexis Duchâteau et Nicholas Dubois de Chemant), l'utilisation de la céramique (cuite) en odontologie a parcouru un grand chemin (1). C'est au XIX^{ème} siècle que ce chemin mènera au premier inlay en céramique, aux États-Unis, grâce à Murphy, en 1889 (2). Mais les restaurations en céramique vont connaître des débuts compliqués, que l'on saura expliquer plus tard avec l'évolution des méthodes de collage (notamment avec l'apparition du mordantage au milieu du XX^{ème} siècle (3)) et l'amélioration des propriétés mécaniques (entre autres) des céramiques, permettant ainsi d'améliorer le principal défaut montré du doigt à l'époque : leur fragilité.

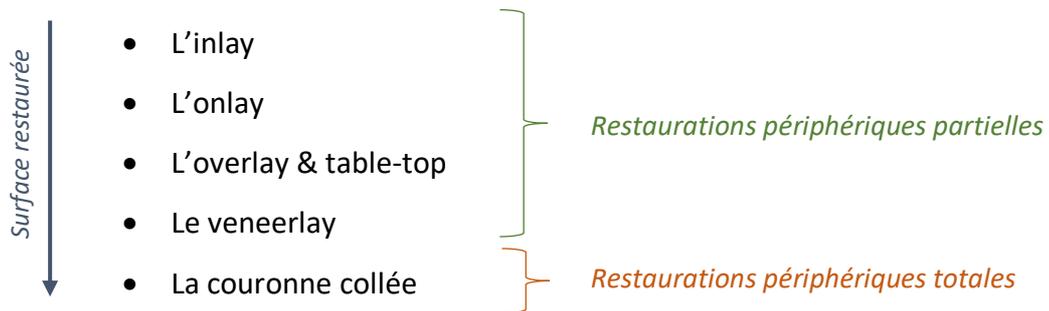
Ces dernières années les Restaurations Partielles Indirectes Collées (RPIC) en céramique ont été fortement mises en avant. Elles ont été portées par la volonté croissante d'exercer une dentisterie à minima, intégrée dans le principe de gradient thérapeutique. Dernièrement l'amélioration des propriétés mécaniques et esthétiques des céramiques a permis aux praticiens d'intégrer ces restaurations dans leur pratique quotidienne.

Ces RPIC céramiques rassemblent plusieurs formes de pièces selon les nécessités cliniques, donnant au praticien une grande liberté pour individualiser le traitement et la forme de préparation en fonction de la situation clinique.

Aujourd'hui encore, ces restaurations sont en constante évolution. Par exemple, récemment, une attention particulière a été portée sur la forme des préparations pour optimiser à la fois la résistance de la pièce prothétique mais aussi celle des tissus dentaires. En effet grâce notamment au recul clinique et à l'analyse des échecs obtenus ces dernières années, de nouveaux consensus sont venus régir les règles de préparation de ces pièces prothétiques.

1.2 Les différentes restaurations indirectes collées

Les différentes situations cliniques ont amené vers une classification des différentes pièces en fonction de la surface dentaire restaurée. Le développement des biomatériaux et du collage a permis d'agrandir la liste des pièces existantes et de diversifier les possibilités de traitements pour pouvoir répondre le plus justement à la réalité clinique (4). Ainsi aujourd'hui nous pouvons décrire cinq pièces principales pour la restauration adhésive indirecte des dents postérieures :



Chacune des pièces possède des indications propres, et répond à des critères de préparation spécifiques. Ces restaurations permettront la protection de la dent fragilisée par la perte de substance (carie, fissure, fracture) (5).

1.2.1 L'inlay

1.2.1.1 Définition

L'inlay est une pièce prothétique destinée à combler une perte de substance qui n'englobe aucune cuspside. Les inlays peuvent être réalisés en résine composite, ou en céramique (par méthode de pressée ou par usinage) (6).

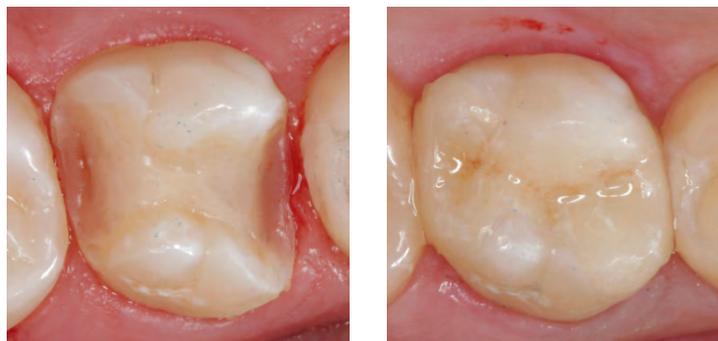


Figure 1. Exemple de préparation d'un inlay occluso-mésio-distal (gauche) et résultat après collage (droite).
(Dr Romain Ducassé)

1.2.1.2 Indications

Les inlays sont les restaurations indirectes qui présentent le moins d'indications, une technique directe leur sera souvent préférée. Ils sont utilisés pour les cavités de classe II de moyenne à large étendue avec des parois résiduelles d'épaisseur suffisante (≥ 2 mm). On va les préférer à une technique directe lorsque plusieurs restaurations vont être nécessaires dans un même quadrant, ou lorsque l'occlusion ou le point de contact à recréer le nécessitent (7).

1.2.1.3 Préparation

Les principaux critères de préparation de l'inlay ont été décrits par différents auteurs (8,9):

1. Les angles internes doivent être arrondis.
2. Les parois internes doivent être de dépouille (d'environ 10°). Si des contres dépouilles sont présentes elles doivent être réduites ou comblées avec de la résine composite (selon l'épaisseur de la paroi résiduelle).
3. Les limites périphériques doivent être nettes, sans biseau.
4. L'émail périphérique doit être préservé au maximum pour le collage, mais tout pan d'émail non soutenu par de la dentine saine ne doit pas être conservé.
5. Les contacts occlusaux ne doivent pas se confondre avec l'interface dent/restauration.
6. La largeur de l'isthme principal doit être ≥ 2 mm.
7. La boîte proximale doit avoir une largeur mésio-distale d'au moins 1 mm.
8. L'épaisseur des restaurations doit être de l'ordre de 2 mm au niveau du sillon occlusal.
9. La largeur des parois résiduelles doit être de 1 – 2 mm pour les dents vivantes.
10. Le surplomb proximal doit être, dans la mesure du possible, inférieur à 2 mm pour éviter un trop grand risque de fracture de la crête.

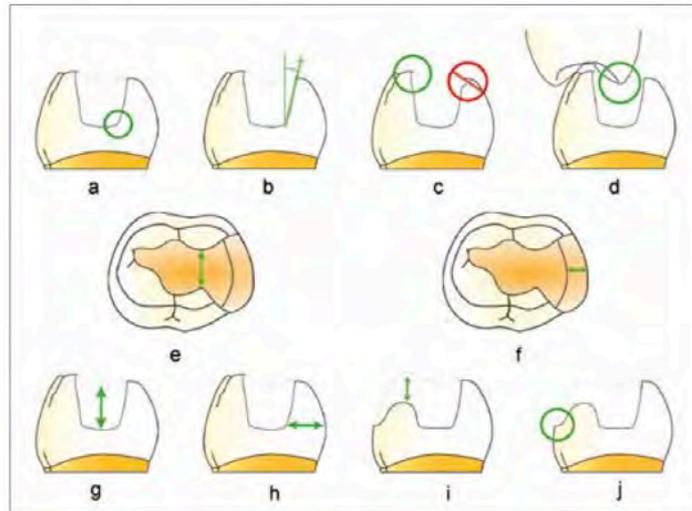


Figure 2. Principes de préparation des inlays (les principes i et j ne s'appliquant que pour les onlays). (8)

1.2.2 L'onlay

1.2.2.1 Définition

L'onlay est une pièce prothétique partielle, destinée à combler une perte de substance caractérisée par la perte d'une ou plusieurs cuspides. Les onlays peuvent être réalisés en résine composite ou en céramique (par méthode de pressée ou par usinage).



Figure 3. Exemple d'onlay disto-lingual, avant et après collage.
(Dr Romain Ducassé)

1.2.2.2 Indications

Les indications des onlays sont multiples. Ils sont utilisés pour des cavités d'étendue moyenne à large nécessitant la restauration d'une ou plusieurs cuspides : cuspide manquante, parois trop faibles ou fissurées, nécessitant un recouvrement pour un meilleur

pronostic du complexe restauration-dent (7). Ces restaurations sont aussi indiquées dans certains plans de traitement où la morphologie dentaire doit être modifiée.

1.2.2.3 Préparation

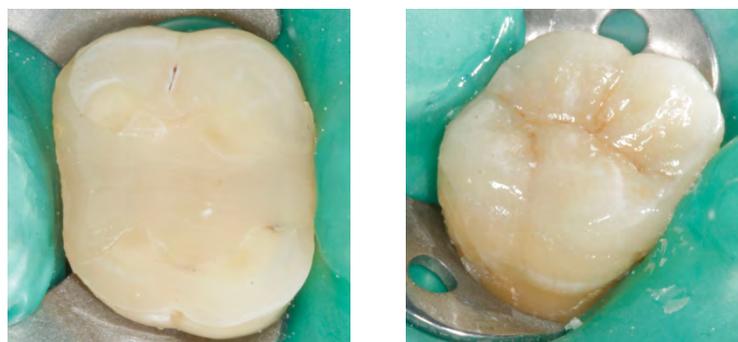
Les principes de préparation de l'inlay s'appliquent aussi aux onlays. Cependant le recouvrement cuspidien caractéristique de cette pièce prothétique va impliquer quelques spécificités. Ainsi au niveau de la cuspside recouverte, l'épaisseur du matériau doit être d'au moins 1,5 à 2 mm. Dans certaines situations, la surface restaurée par l'inlay pourra être étendue, avec seulement la préservation des crêtes marginales (faces proximales en « ridge-up » (4)).

L'épaisseur de la pièce prothétique doit être la plus régulière possible pour une meilleure résistance, ainsi qu'une répartition homogène de la lumière lors de la polymérisation (7).

1.2.3 L'overlay

1.2.3.1 Définition

L'overlay (ou couronne partielle) est un onlay avec un recouvrement cuspidien total. Ainsi la totalité de la surface occlusale est remplacée, permettant la conservation des propriétés masticatoires tout en conservant la structure dentaire (10). Son épaisseur peut varier de plusieurs millimètres à seulement 0,5 mm. Les overlays les plus fins prennent alors le nom de « table-top » (ou facettes occlusales) et seront principalement utilisés dans la réhabilitation des pertes de substance occlusales d'origine érosive ou parafunctionnelles (11).



*Figure 4. Exemple de préparation d'un overlay (gauche) et résultat après collage (droite).
(Dr Romain Ducassé)*

1.2.3.2 Indications

Les indications des overlays vont regrouper celles des inlays et des onlays, telles que les fissures, une faible épaisseur des parois résiduelles, une occlusion parafunctionnelle ou la nécessité de remonter une DVO. Ils seront plus facilement indiqués sur les molaires de par la surface de collage disponible, et car sur les prémolaires la présence d'un joint vestibulaire sera souvent inesthétique (12).

1.2.3.3 Préparation

En fonction du cas clinique, on différenciera plusieurs types de préparations sur les faces vestibulaires et linguales/palatines, et sur les faces proximales, qui pourront être associées sur une même dent (4).

Pour les faces vestibulaires et linguales/palatines, les limites pourront être préparées de différentes manières :

Épaulement	Biseau	Congé
Limites marginales en « V »	Limites cervicales chanfreinées ou concaves (45° sur 1 à 1,5 mm)	Congé périphérique ¼ de rond, d'une largeur de 1 mm
<ul style="list-style-type: none"> • Fracture cuspidienne du 1/3 occlusal • Abrasion, érosion • Protection de la charge occlusale 	<ul style="list-style-type: none"> • Esthétique • Fêlure • Nécessité de plus d'émail périphérique 	<ul style="list-style-type: none"> • Fracture du 1/3 cervical ou médian • Limites dépassant la ligne de plus grand contour • Protection supplémentaire des structures
		

Tableau 1. Différents types de préparation pour overlay des faces vestibulaires et linguales (ou palatines). (4,7)

Pour les faces proximales, le choix de la forme de préparation pourra se faire entre les formes suivantes, en fonction de l'atteinte du point de contact :

Congé	Biseau	« Ridge coverall »
Congé interproximal d'environ 1 mm	Biseau interproximal	Préparation à minima de la crête marginale
Défini naturellement lors de caries de site 2	Lorsque le point de contact doit être recréé sans lésion carieuse préexistante	Crête marginale intacte avec préservation de la zone de contact
		

Tableau 2. Différents types de préparations proximales pour overlays. (4,7)

La face occlusale sera préparée à minima, avec une réduction anatomique (ou en « V »). On notera que lors d'usures importantes, des overlays sans préparation peuvent être réalisés.

1.2.4 Les veneerlays

1.2.4.1 Définition

Les veneerlays correspondent à des restaurations recouvrant à la fois la face occlusale et la face vestibulaire d'une dent. Elles sont notamment utilisées lorsque le joint de l'overlay apparaît de manière trop marquée dans un secteur où l'esthétique est recherchée.



Figure 5. Exemple de préparation pour veneerlays (gauche) et de pièce prothétique avant collage (droite).
(Dr Romain Ducassé)

1.2.4.2 Indications

Les indications des veneerlays sont les mêmes que pour l'overlay, auxquelles s'ajoute une composante esthétique nécessitant le recouvrement de la face vestibulaire de la dent restaurée. On les retrouvera donc souvent au niveau des prémolaires pour masquer le joint vestibulaire inesthétique que laisserait un overlay, sur des dents présentant des dyschromies importantes résistantes à l'éclaircissement (par exemple dans le cas d'atteintes génétiques) ou sur des dents avec une perte de substance vestibulaire (10).

1.2.4.3 Préparation

La préparation d'un veneerlay suit les mêmes principes que l'onlay, pour sa face occlusale, et ceux d'une facette, pour sa face vestibulaire. Ainsi on retrouvera une épaisseur de matériau d'environ 1,5 mm en occlusal, et 0,6 mm en vestibulaire. Cette préparation implique un angle occluso-vestibulaire parfaitement arrondi. L'inclusion des points de contacts sera adapté selon le délabrement dentaire (10).

1.2.5 La couronne collée

1.2.5.1 Définition

La couronne collée est une pièce prothétique qui permet un recouvrement complet de la dent à restaurer. Ses limites seront juxta ou supra gingivales afin de permettre un collage sous digue étanche. Elle se différencie de certains overlays par son congé périphérique.



Figure 6. Exemple de préparation d'une couronne périphérique antérieure (gauche) et de couronne après collage (droite). (Dr Romain Ducassé)

1.2.5.2 Indications

Elles sont indiquées en cas de pertes tissulaires trop importantes, lorsque les parois résiduelles sont trop faibles pour la réalisation d'un overlay, ou lors de défauts esthétiques trop importants nécessitant une préparation complète de la dent.

1.2.5.3 Préparation

La couronne collée répond aux mêmes critères de préparation que les couronnes « classiques ». Cependant la limite va être supra-gingivale (voire juxta-gingivale) pour permettre la mise en place d'une digue étanche pour un collage de qualité. Les angles internes devront être arrondis, comme pour toutes restaurations collées en céramique. L'épaisseur de préparation dépendra du cahier des charges du matériau utilisé et de l'épaisseur d'émail disponible.

1.3 Durée de vie comparative des différentes RPIC céramiques

Plusieurs auteurs ont tenté de réaliser une méta-analyse sur la durée de vie des RPIC. Tous ces auteurs se sont heurtés à la même difficulté : le manque d'homogénéité des critères de réussite et d'échec utilisés dans chaque étude, ainsi que les durées d'étude prises en compte, empêchant une comparaison fiable de ces différentes études.

Morimoto et son équipe (5) en 2016 ainsi que Vagropoulou et al en 2017 (13) ont tenté de réaliser une méta-analyse sur la durée de vie des différentes pièces (inlay, onlay, couronne). Ils ont ainsi pu relever les différentes causes d'échecs (réparties entre des évènements techniques et biologiques) rencontrées au fil des ans dans les différents cas cliniques recensés :

Biologiques		Techniques	
Caries	19 %	Fracture (céramique)	52 %
Fractures	11 %	Décollement – Descellement	17 %
Traitement endodontique	8 %	Déstratification - Écaillage	11 %
Hypersensibilités	4 %		

Tableau 3. Principales causes d'échec des restaurations postérieures indirectes céramiques. (Vagropoulou & al 2017)

En se basant seulement sur la fracture de la pièce prothétique, l'équipe de Belli et al (14) montre que les différentes pièces prothétiques en e.max[®] ont un taux de survie qui diffère légèrement. Ainsi, selon eux, plus la surface remplacée est importante plus le taux de survie diminue. Cependant une différence significative n'a été démontrée qu'entre la couronne et les restaurations partielles indirectes collées (inlay et onlay). Mais le choix d'un critère d'échec unique rend difficilement comparable cette étude aux autres.

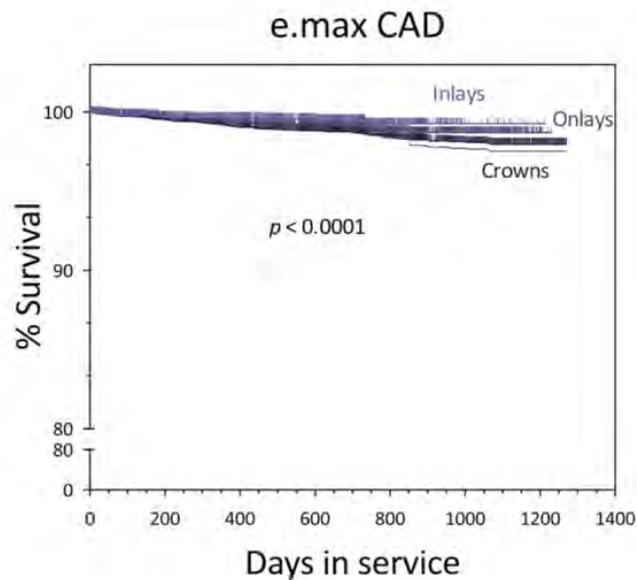


Figure 7. Courbe de survie comparant le type de restauration selon le matériau (ici e.max[®]CAD).
(Belli & al. 2016)

De manière générale dans les différentes études qui ont tenté la comparaison des RPIC céramiques, le taux de survie à 5 ans est très bon, atteignant plus de 90 % pour chaque pièce prothétique. (5,10,13,14). À 10 ans le taux de survie reste supérieur à 90 % (5), mais peu d'études présentent des résultats après 5 ans.

2 La vitrocéramique enrichie au disilicate de lithium (LS₂)

Ces dernières années marquent l'essor des céramiques dentaires. Du mode de mise en forme, à leur résistance mécanique, en passant par leurs propriétés optiques, tous les domaines ont connu une évolution positive, en faisant aujourd'hui un matériau de choix pour des restaurations prothétiques esthétiques, biocompatibles et durables.

Dans ce travail de thèse nous nous concentrerons sur ces deux vitrocéramiques, qui sont aujourd'hui les plus utilisées : l'E.max[®] Press et l'E.max[®] CAD.

C'est au début du XXI^{ème} siècle, suite au perfectionnement mécanique et optique de l'EmpressII[®] (céramiques feldspathiques enrichies en leucite, sortie à la fin du XX^{ème} siècle), que la gamme des vitrocéramiques enrichies au disilicate de lithium E.max[®] Press est apparue. Elle a été suivie par la céramique E.max[®] CAD, pour la Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO).

2.1 La céramique en odontologie restauratrice

Les matériaux en odontologie restauratrices adhésives sont multiples. Pour faire notre choix, on recherchera le matériau le plus biomimétique possible, c'est-à-dire le matériau qui va se rapprocher au maximum des propriétés physiques, mécaniques, chimiques et biologiques du tissu dentaire à restaurer.

PROPRIETES PHYSIQUES	Esthétique
	Faible rétraction de prise
	Propriétés thermiques (expansion, conductivité)
	Radio-opacité
PROPRIETES MECANIQUES	Résistance à la compression
	Résistance à la flexion
	Résistance à l'abrasion
	Ténacité
	Dureté
PROPRIETES PHYSICO-CHIMIQUES	Solubilité
	Potentiel d'adhésion aux tissus dentaires
PROPRIETES BIOLOGIQUES	Biocompatibilité (pulpaire, parodontale, générale)

Tableau 4. Cahier des charges des biomatériaux de restauration indirecte.

Les céramiques sont des matériaux inorganiques non métalliques qui présentent des avantages certains en termes d'esthétique, longévité et biocompatibilité. Ce sont donc des matériaux de choix pour les restaurations indirectes. Elles sont caractérisées par une phase vitreuse et une phase cristalline dont les proportions et compositions vont varier.

Chaque famille, de par sa composition et sa microstructure, présentera des propriétés mécaniques et esthétiques propres (15). Ainsi la proportion de la phase cristalline va jouer sur les propriétés mécaniques du matériau, à défaut des propriétés esthétiques. Elle empêchera la propagation des fissures mais augmentera son opacité. La phase vitreuse sera elle responsable de la translucidité du matériau et de sa capacité à être mordancée (et donc favorisera le collage) mais rendra le matériau plus fragile (les fissures se propageant plus facilement dans cette phase).

Aujourd'hui les céramiques les plus utilisées pour les Restaurations Partielles Indirectes Collées (RPIC), et sur lesquelles on se concentrera, sont les vitrocéramiques renforcées au disilicate de lithium de la gamme IPS E.max[®]CAD et IPS E.max[®]Press (Ivoclar Vivadent). Ces deux vitrocéramiques vont différer par leurs composés (16,17), leur structure et leur mode de mise en œuvre, leur conférant des propriétés légèrement différentes, et permettant aux praticiens de s'adapter à la situation clinique et à sa méthode de travail.

Céramiques Vitreuses	Feldspathiques	
	Vitrocéramiques	Enrichies en leucite
		Renforcées au Disilicate de lithium
		Renforcées en silicate de lithium et zircon
Céramiques Cristallines	Alumineuses infiltrées	
	Denses ou Polycristallines	Alumine
		Zircon

Tableau 5. Classification des différentes céramiques utilisées en odontologie restauratrice, selon leur microstructure.

2.2 E.max[®]Press

2.2.1 Présentation

L'E.max[®]Press se présente sous forme de lingotins de pressée, de différentes teintes et différentes opacités (HT, MT, LT, MO, HO, MultiPress et PressImpulse) (18). Ce large choix va permettre de répondre au plus grand nombre de cas cliniques.



Figure 8. Lingotins d'E.max[®] pour technique de pressée. (Ivoclar Vivadent)

2.2.2 Composition

D'après les données du fabricant (16) l'E.max[®]Press est formée de plusieurs composants, avec une majorité de silice et de lithium :

Dioxyde de Silicium (Silice)	57 - 80 %
Oxyde de Lithium	11 - 19 %
Oxyde de Potassium	0 - 13 %
Pentoxyde de Phosphore	0 - 11 %
Oxyde de Zirconium	0 - 8 %
Oxyde de Zinc	0 - 8 %
Autres oxydes et pigments	0 - 10 %

Tableau 6. Composition standard E.max[®]Press. (Ivoclar Vivadent – Scientific documentation)

2.2.3 Microstructure

La microstructure de cette céramique est caractérisée par des cristaux de disilicate de lithium (environ 70 %), en forme d'aiguille, d'une longueur de 3 à 6 μm entourés d'une matrice vitreuse (16).

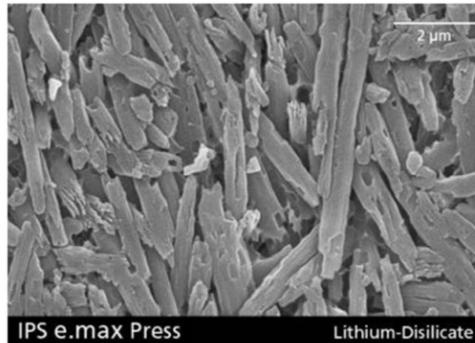


Figure 9. Microstructure de l'IPS E.max Press. (Ivoclar Vivadent - Scientific documentation)

2.2.4 Mise en œuvre

Les lingotins d'E.max[®]Press sont conçus pour être travaillés par la technique de la cire perdue. Ainsi le prothésiste réalise des maquettes en cire des futures restaurations, sur lesquelles des tiges de coulées vont être placées, puis disposées sur un cylindre. Suite à la mise en revêtement et au préchauffage, le lingotin d'E.max[®]Press va être mis en place et le tout va être introduit dans le four de pressée. Après cuisson et démoulage, les restaurations vont être individualisées, et pourront être stratifiées ou simplement glacées (19).



Figure 10. Restaurations en sortie de démoulage, avec leurs tiges de coulées. (Ivoclar - Vivadent)

2.3 E.max[®]CAD

2.3.1 Présentation

L'IPS E.max[®]CAD se présente sous forme de blocs, de différentes opacités (MO, LT, HT) et différentes teintes (17). Ces blocs ont la particularité d'être commercialisés sous leur forme partiellement cristallisée (20), représentée par la couleur bleutée des blocs. Le choix de commercialisation sous une forme partiellement cristallisée s'explique principalement par la facilité d'usinage des blocs.



Figure 11. Blocs d'E.max[®]CAD (Ivoclar Vivadent)

2.3.2 Composition

Tout comme l'E.max[®]Press, les données du fabricant (17) montrent que l'E.max[®]CAD est formée de plusieurs composants, avec une majorité de silice et de lithium :

Dioxyde de Silicium (Silice)	57 - 80 %
Oxyde de Lithium	11 - 19 %
Oxyde de Potassium	0 - 13 %
Pentoxyde de Phosphore	0 - 11 %
Oxyde de Zirconium	0 - 8 %
Oxyde de Zinc	0 - 8 %
Alumine	0 - 5 %
Oxyde de Magnésium	0 - 5 %
Agents colorants	0 - 8 %

Tableau 7. Composition standard E.max[®]CAD (Ivoclar Vivadent - Documentation Scientifique)

2.3.3 Microstructure

Après cristallisation (cuisson à 850 °C), la microstructure de la céramique va évoluer pour se rapprocher de celle de l'E.max[®]Press, avec une phase cristalline représentant 70 %. Les cristaux auront alors une forme de grain, de taille comprise entre 0,5 et 4µm (10).

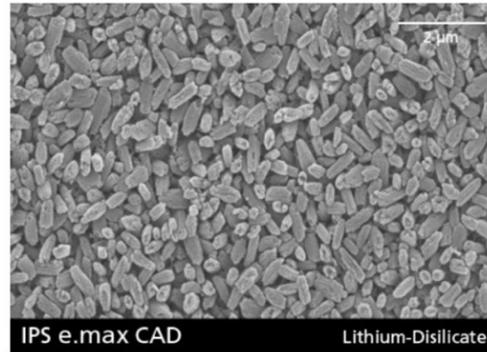


Figure 12. Microstructure de l'E.max[®]CAD cristallisé. (Ivoclar Vivadent – Scientific documentation)

2.3.4 Mise en œuvre

Les blocs d'E.max[®]CAD sont dédiés à la CFAO, ainsi les restaurations vont être réalisées par usinage à partir d'un modèle numérique. Ce modèle numérique peut provenir directement d'une empreinte optique ou du scan d'un modèle conventionnel. Une fois que l'usinage est réalisé, la restauration peut être glacée ou caractérisée avant la cuisson combinée (cristallisation et glaçage) (17). Ainsi il est possible d'essayer la pièce prothétique sous sa forme partiellement cristallisée avant de réaliser les finitions.



Figure 13. Bloc d'E.max[®]CAD après usinage (Ivoclar Vivadent)

2.4 Comparaison des propriétés physiques

2.4.1 Esthétique

L'esthétique est une des propriétés recherchées à l'heure actuelle pour les matériaux de restauration. L'imitation esthétique des tissus dentaires est complexe, mais l'E.max[®]CAD ainsi que l'E.max[®]Press permettent, grâce au biomimétisme, de répondre chacun à une grande majorité de situations cliniques. Cela est permis grâce aux nombreuses opacités et teintes proposées par le fabricant.

2.4.2 Conductivité thermique

	E.max [®] CAD	E.max [®] Press	Email	Dentine	Zircone
Conductivité thermique (W/m/°C)	≈ 0,01 ⁽²¹⁾		0,92 ⁽¹⁰⁾	0,22 ⁽¹⁰⁾	2

Tableau 8. Comparaison de la conductivité thermique de l'E.max[®]CAD et l'E.max[®]Press à celles des tissus dentaires (email et dentine).

Cette propriété reflète la capacité d'un matériau, ou d'un tissu, à transférer (de manière plus ou moins rapide) les variations de températures. Ainsi, plus un matériau va avoir un coefficient de conductivité thermique élevé plus il est susceptible de créer des sensibilités. On cherchera donc à ce que ce coefficient ne soit pas trop élevé et qu'il soit proche de celui des tissus remplacés. Les céramiques sont des matériaux qui ont une conductivité thermique très faible, en faisant des isolants thermiques (21), permettant leur mise en place même dans des situations de proximité pulpaire.

2.4.3 Coefficient d'expansion thermique

	E.max [®] CAD	E.max [®] Press	Email	Dentine	Zircone
Coefficient expansion thermique 100-500°C (10 ⁻⁶ °C ⁻¹)	10,45 ± 0,4 ⁽¹⁷⁾	10,55 ± 0,35 ⁽¹⁶⁾	11,4 ⁽¹⁰⁾	8,3 ⁽¹⁰⁾	10,4 – 10,5 ⁽²²⁾

Tableau 9. Comparaison du Coefficient d'expansion thermique de l'E.max[®]CAD et l'E.max[®]Press à celles des tissus dentaires (email et dentine).

Les variations de température dans la cavité buccale sont importantes et sont susceptibles de créer des modifications de volume du matériau de restauration. Ces

variations vont se répercuter au niveau du joint dento-prothétique, jouant sur son étanchéité et sa longévité. L'E.max[®]CAD et l'E.max[®]Press présentent des valeurs d'expansion thermique relativement proches, et adaptées à une utilisation dans la cavité buccale.

2.5 Comparaison des propriétés mécaniques

2.5.1 Résistance en flexion

	E.max [®] CAD	E.max [®] Press	Email	Dentine	Zircone
Résistance en flexion (MPa)	360 ± 60 ⁽¹⁷⁾	400 ± 40 ⁽¹⁶⁾	180 ⁽¹⁰⁾	207 ⁽¹⁰⁾	900 - 1 200 ⁽²²⁾

Tableau 10. Comparaison de la résistance en flexion de l'E.max[®]CAD et l'E.max[®]Press à celles des tissus dentaires (email et dentine).

Le test de résistance à la flexion d'un matériau est un des tests qui permet de mesurer la résistance à la rupture. L'E.max[®]Press et l'E.max[®]CAD sont des matériaux qui sont décrits comme ayant une faible résistance à la flexion (22). On remarque que l'E.max[®]CAD a une valeur de résistance à la flexion plus faible que celle de l'E.max[®]Press.

2.5.2 Résistance en compression

Cette donnée traduit la capacité d'un matériau à résister à des forces d'écrasement, avant fissure ou fracture. Ce genre de contraintes d'écrasement se retrouve en secteur postérieur. Les vitrocéramiques dentaires sont des matériaux qui sont décrits comme ayant une bonne résistance à la compression, mais une faible résistance à la traction (22).

2.5.3 Ténacité

	E.max [®] CAD	E.max [®] Press	Email	Dentine	Zircone
Ténacité (MPa.m ^{1/2})	2-2,5 ⁽¹⁷⁾	2-3 ⁽¹⁶⁾	1,5 ⁽¹⁰⁾	3 ⁽¹⁰⁾	7-10 ⁽¹⁰⁾

Tableau 11. Comparaison de la ténacité de l'E.max[®]CAD et l'E.max[®]Press à celles des tissus dentaires (email et dentine).

La ténacité permet de décrire la capacité d'un matériau à résister à la propagation d'une fissure présente. Une ténacité plus élevée témoignera d'une plus grande capacité à

s'opposer à la propagation des fissures. L'E.max[®]Press et l'E.max[®]CAD présentent toutes les deux des valeurs de ténacité qui se rapprochent plus de celle de la dentine, on notera cependant que la céramique pressée présente une ténacité légèrement supérieure à celle de la CAD. Cela peut s'expliquer par la différence de taille et de la forme des cristaux de ces deux vitrocéramiques (23). Mais ces valeurs sont faibles, comparées à d'autres céramiques (ex : Zircon = 7 - 10 MPa.m^{1/2}), et en font des matériaux fragiles peu résistants à la propagation des fissures.

2.5.4 Module d'élasticité

	E.max [®] CAD	E.max [®] Press	Email	Dentine	Zircone
Module d'élasticité (GPa)	95 ± 5 ⁽¹⁷⁾	95 ± 5 ⁽¹⁶⁾	84,1 ⁽¹⁰⁾	18,6 ⁽²⁵⁾	210 ⁽²²⁾

Tableau 12. Comparaison du module d'élasticité de l'E.max[®]CAD et l'E.max[®]Press à celles des tissus dentaires (émail et dentine).

Le module d'élasticité (ou module de Young) caractérise la rigidité d'un matériau en reliant la contrainte et la déformation. Un module de Young plus élevé sera synonyme d'une déformation plus faible (plus grande dureté et meilleure résistance à la fracture), alors qu'un module de Young plus faible témoignera d'une déformation plus importante. Il est généralement étudié en traction (mais peut, selon le matériau, être étudié en flexion ou en compression).

Pour les céramiques, on remarque que ce module d'élasticité va être dépendant de la phase cristalline, ainsi une céramique qui aura plus de cristaux verra son module d'élasticité augmenter et inversement (2). Le module d'élasticité du matériau va jouer un rôle majeur dans la transmission des forces masticatoires aux tissus dentaires. Un module d'élasticité trop élevé concentrera le stress sur les parois de la cavité de restauration, alors qu'un module d'élasticité plus modéré absorbera une partie et redistribuera l'autre partie (24).

Ainsi la recherche d'un module d'élasticité au plus près du tissu support va être importante pour une bonne répartition des forces masticatoires. La valeur du module d'élasticité est similaire pour l'E.max[®]Press et l'E.max[®]CAD, et proche de celui de l'émail, mais supérieure à celui de la dentine.

2.5.5 Dureté Vickers

	E.max [®] CAD	E.max [®] Press	Email	Dentine	Zircone
Dureté Vickers (GPa)	5,8 ± 0,2 ⁽¹⁷⁾	5,9 ± 0,1 ⁽¹⁶⁾	2,35 - 4,31 ⁽¹⁰⁾	0,49 - 0,85 ⁽¹⁰⁾	11,7 – 12,75 ⁽²²⁾

Tableau 13. Comparaison de la dureté Vickers de l'E.max[®]CAD (cristallisé) et l'E.max[®]Press à celles des tissus dentaires (émail et dentine).

La dureté Vickers va déterminer le potentiel traumatogène de la restauration, pour la dent restaurée mais aussi pour les tissus antagonistes. On recherchera donc un matériau avec une dureté la plus proche possible des éléments antagonistes. On retrouve des valeurs similaires encore pour l'E.max[®]Press et l'E.max[®]CAD, mais bien supérieures à celle des tissus dentaires, sans différence significative démontrée entre les deux céramiques (25).

Dans certaines situations un phénomène d'usure prématurée des surfaces antagonistes pourra être observé. Mais ce phénomène est principalement lié à l'état de surface de la céramique, et non à la différence de dureté entre les surfaces antagonistes. Il faudra donc être attentif à réaliser un polissage minutieux de la restauration céramique afin de limiter cette usure.

2.6 Comparaison des propriétés chimiques

2.6.1 Solubilité chimique

	E.max [®] CAD	E.max [®] Press	Zircone
Solubilité Chimique (µm/cm ²)	30 – 50 ⁽¹⁷⁾	40 ± 10 ⁽¹⁶⁾	0,8 - 18

Tableau 14. Comparaison de la solubilité chimique de l'E.max[®]CAD et l'E.max[®]Press.

2.6.2 Potentiel adhésif

Cette notion est importante car il a été démontré qu'un collage peut améliorer la résistance du matériau qui est collé (26–29). Il se base sur une adhésion physico-chimique et mécanique entre le matériau de restauration et les tissus dentaires sous-jacents. La présence d'une matrice vitreuse importante dans les céramiques E.max[®]Press et E.max[®]CAD permet à ces dernières d'être mordancées et silanisées, processus majeurs d'une bonne adhésion.

Le tissu sur lequel le collage va être effectué va aussi avoir une importance majeure dans la résistance mécanique des pièces prothétiques. En effet, à épaisseur constante, un collage sur l'émail démontre une résistance à la fracture plus importante qu'un collage sur la dentine (27). Cette notion nous semble capitale pour l'étude des éléments prothétiques en vitrocéramique ; ainsi que leurs comparaisons avec d'autres céramiques.

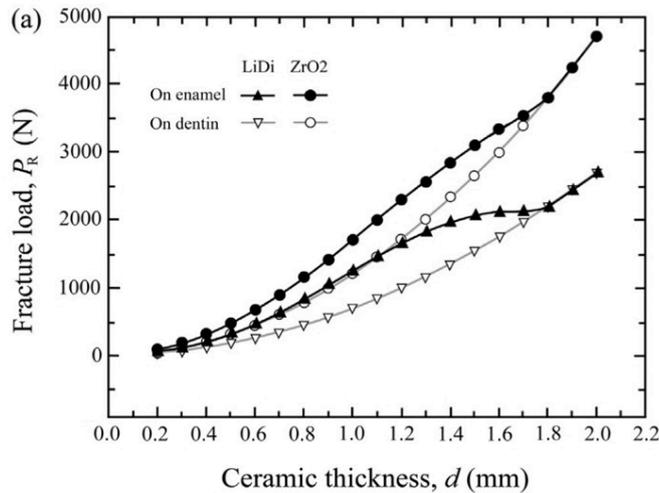


Figure 14. Comparaison de la résistance à la fracture de céramiques collées à de l'émail (symboles pleins) par rapport à des céramiques collées à de la dentine (symboles creux). (Ma & al. 2013)

2.7 Comparaison des propriétés biologiques

La biocompatibilité d'un matériau témoigne de sa capacité à ne pas influencer, de manière locale ou générale, sur un organisme. Les études sur l'E.max[®]Press et l'E.max[®]CAD montrent des résultats différents sur ce sujet. En effet certaines vont considérer ces céramiques comme bio-inertes (15), alors que d'autres vont les considérer comme modérément cytotoxique(30). Ainsi certaines études démontrent un effet cellulaire qui disparaît au fil du temps, mais qui empêchent de décrire les céramiques E.max[®] comme matériau bio-inerte (30,31). Cependant ce sont des matériaux qui sont considérés comme ayant une bonne biocompatibilité, même supérieure à certains matériaux de restauration directe (30).

2.8 Tableau récapitulatif

	E.max [®] CAD	E.max [®] Press	Email	Dentine	Zircone
Coefficient expansion thermique 100-500°C (10 ⁻⁶ °C ⁻¹)	10,45 ± 0,4	10,55 ± 0,35	11,4	8,3	10,4 – 10,5
Conductivité thermique (W/m/°C)	≈ 0,01		0,92	0,22	2
Résistance en flexion (MPa)	360 ± 60	400 ± 40	180	207	900 – 1 200
Ténacité (MPa.m ^{1/2})	2-2,5	2-3	1,5	3	7 - 10
Module d'élasticité (GPa)	95 ± 5	95 ± 5	84,1	18,6	200 - 220
Dureté Vickers (GPa)	5,8 ± 2	5,9 ± 1	2,35 – 4,31	0,49 – 0,85	11,7 – 12,75
Solubilité Chimique (µm/cm ²)	30 – 50	40 ± 10			0,8 - 18
Potentiel Adhésif	Haut	Haut			Faible

Tableau 15. Tableau récapitulatif des propriétés physiques, mécaniques et chimiques de l'E.max[®]CAD et l'E.max[®]Press en comparaison aux tissus dentaires.

3 Les bridges tout céramique en secteur postérieur aujourd'hui

Aujourd'hui la référence des prothèses plurales fixes est le bridge céramique (retenu par couronnes périphériques). Ces prothèses sont indiquées pour la réhabilitation d'édentements lorsque la thérapeutique implantaire est contre-indiquée, ou refusée par le patient, et qu'au moins un des deux piliers nécessite une restauration périphérique totale. Leur taux de survie à 10 ans est compris entre 81 et 89 % (32), et diminue à 61,2 % à 15 ans (33).

Certains auteurs se sont intéressés à l'utilisation des vitrocéramiques E.max[®]Press et E.max[®]CAD dans la conception des bridges, pour des prothèses céramo-céramiques biomimétiques et durables. Cependant le fabricant préconise l'utilisation de ces vitrocéramiques uniquement pour des bridges antérieurs (jusqu'à la première prémolaire). Leur utilisation en postérieur (remplacement de la deuxième prémolaire ou de la première molaire) sort donc des indications du fabricant (34). Mais leur fort potentiel esthétique et l'apport du collage dans leurs propriétés mécaniques incitent les praticiens à l'utilisation de ces matériaux en secteur postérieur.

La recherche de bridges plus conservateurs et esthétiques a ensuite orienté les études vers des bridges sur restaurations partielles (35), avec une utilisation principalement de piliers inlays.

3.1 Bridges en E.max[®] sur couronnes périphériques

3.1.1 Indications

La mise en place de bridges céramiques sur couronnes va être indiquée dans le cadre d'édentement unitaire, avec un besoin fonctionnel et esthétique, lors d'une contre-indication ou du refus de la thérapeutique implantaire (35).

La déstratification des prothèses céramo-métalliques et leur faible esthétique poussent à la recherche d'une nouvelle alternative. Le potentiel esthétique des vitrocéramiques E.max[®] et l'apport du collage ont poussé les auteurs à regarder vers ce matériau, en dehors de ses indications commerciales.

3.1.2 Analyse par méthode des éléments finis (MEF)

En 2018, Heintze & al. (35) ont réalisé une étude de bridges sur couronnes périphériques en E.max[®]Press, par méthode des éléments finis (MEF). Ils ont ainsi mis en avant la zone probable de rupture de ces pièces prothétiques sous une charge considérée comme la charge de rupture maximale supportée par ces restaurations (350 N). Ainsi pour des bridges avec une connectique de 16 mm², ils objectivent une zone de contrainte maximale (78 MPa) au niveau de l'embrasure gingivale des connectiques.

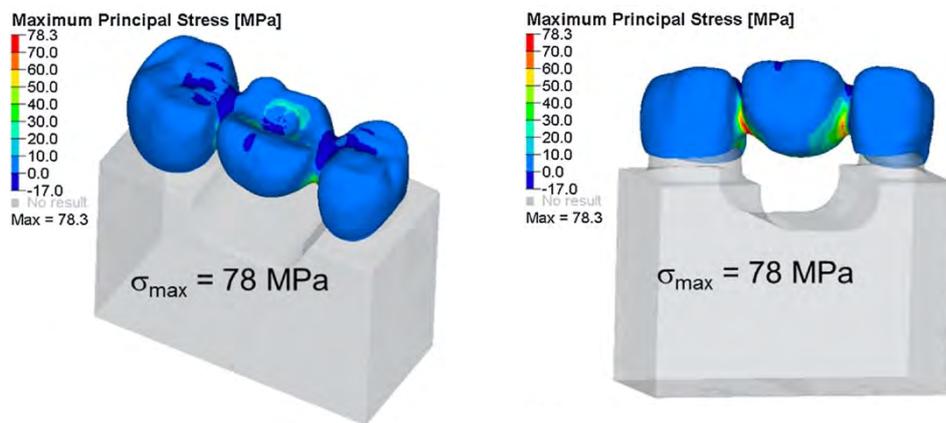


Figure 15. Distribution de la contrainte principale maximal(σ_{\max}) sous une charge de 350N pour des bridges en E.max[®]Press. (Heintze & al. 2018)

Zheng & al. (36) retrouvent la même zone de concentration des contraintes dans leur MEF en deux-dimensions. Ils étudient les bridges sur couronne en E.max[®]Press stratifiée (hauteur de connectique > 4 mm), sous une charge de 100 N. Ainsi, ils relèvent une zone de traction maximale au niveau de l'embrasure gingivale des connectiques, et une zone de compression maximale au niveau de la zone d'application de la force (centre du pontique).

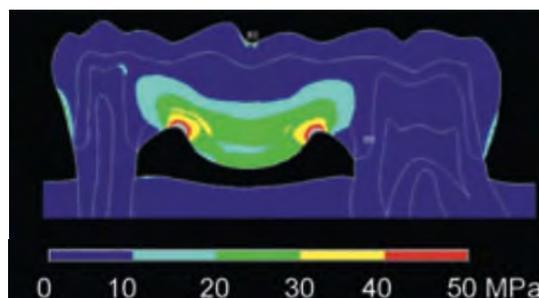


Figure 16. Répartition des contraintes de traction sur des bridges en E.max[®]Press stratifiée, sous une charge de 100 N. (Zheng & al. 2012)

3.1.3 Études in-vitro

A l'heure actuelle il n'existe pas d'homogénéisation des tests in-vitro portant sur la résistance à la fracture des prothèses. Un test de résistance à la fatigue (thermomécanique) est conseillé en amont pour que les résultats soient cliniquement acceptables, mais tous les auteurs n'en tiennent pas compte (37). Chaque étude utilise des paramètres différents pour les tests de fracture ou même de fatigue. La donnée qui ressort la plus homogène dans les tests de fatigue est la fréquence d'application de la charge, qui pour la majorité des études, se situe autour de 2 Hz (fréquence décrite comme représentative de la réalité clinique) (37).

Chaque étude utilise un grand nombre de paramètres qui auront un impact sur la valeur des résultats obtenus. Par exemple, la mise en place d'un ligament artificiel autour des modèles va entraîner des résultats plus bas, mais semble primordial pour l'étude des restaurations plurales (38). Son imitation est difficile, tant dans le choix du matériau que dans l'obtention d'une épaisseur homogène, conduisant certains auteurs à s'en passer. Il en est de même pour le choix de la force appliquée lors du test de résistance à la fatigue. En effet, durant la mastication la valeur moyenne de la force masticatoire est comprise entre 50 N et 80 N (39), mais la force maximale au niveau de la première molaire peut dépasser 600 N (40). Le choix d'une force trop élevée ne sera alors pas représentatif, et une force trop faible surestimera la résistance du matériau. Un autre paramètre qui va influencer les résultats in-vitro des bridges, est le module d'élasticité du matériau du simulateur dentaire (41,42). Ainsi, plus le module d'élasticité du simulateur sera élevé (par exemple les modèles en alliage métallique) plus les résultats de résistance à la fracture le seront aussi, entraînant une différence significative entre les résultats in-vitro et in-vivo.

L'utilisation de dents naturelles in-vitro permet de travailler sur un simulateur ayant un module d'élasticité similaire à la réalité clinique. De plus, il a été démontré que la force du collage allait varier en fonction du substrat dentaire sur lequel sera assemblée la restauration. Ainsi, seule l'utilisation de dents naturelles pourra mimer l'apport du collage dans la résistance mécanique du complexe dent/restauration, et en particulier l'apport du collage amélaire.

Zimmermann & al. (40), en 2019, et Schultheis & al (43), en 2013, utilisent le même mode de test, avec un test de fatigue thermomécanique suivi d'un test de fracture suivant le principe de charge jusqu'à la rupture. Dans ces deux études, tous les bridges (E.max[®]CAD) sont sortis intacts du test de fatigue thermomécanique. Cliniquement le nombre de cycles appliqués (2×10^6) peut être assimilé à une durée de vie de 5 ans. Les résultats obtenus par ces auteurs sont assez différents (Tableau 16 p.42), et montrent la difficulté d'étude des pièces prothétiques in-vitro.

Schultheis & al. (43) comparent des bridges monolithiques et stratifiés. Leurs résultats montrent une résistance plus faible des pièces stratifiées, préconisant l'utilisation monolithique des vitrocéramiques E.max[®].

Heintze et al. (35), en 2018, ont étudié la résistance à la fracture dynamique des bridges, en E.max[®]Press. Les modèles ont été soumis à des charges cycliques jusqu'à la fracture, afin d'associer la charge de rupture à un nombre de cycles, en présupposant que 2×10^6 cycles correspondront à 5 ans de longévité clinique. Ainsi, pour eux, la force maximale pour que moins de 1 % d'évènements n'apparaissent au bout des 2×10^6 cycles est de 350 N.

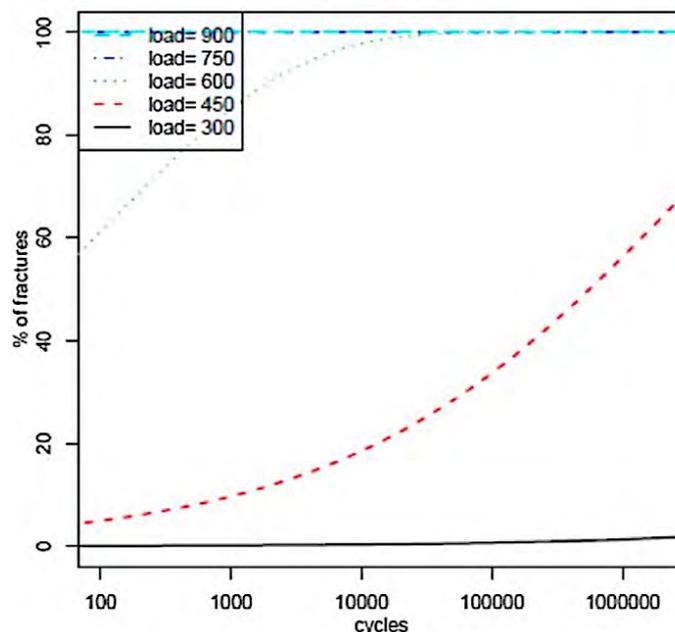


Figure 17. Pourcentage de fractures de bridges en E.max[®]Press en fonction du nombre de cycles dans un simulateur de mastication, pour différentes charges. (Heintze & al. 2018)

Les différentes études suivent des principes de préparation des piliers similaires. Elles s'accordent particulièrement sur les dimensions minimales des connectiques à respecter : 4 x 4 mm (16 mm²). Certains auteurs, qui ont étudié des modèles avec une connectique plus faible, ont montré une diminution de la résistance des pièces (35,44). Certains ont même essayé d'augmenter les dimensions des connectiques (43), mais cela n'est souvent pas adaptable cliniquement. En effet les praticiens sont souvent limités par la hauteur des piliers et l'espace prothétique disponible, ainsi que par la nécessité de conserver l'embrasure gingivale (accès à l'hygiène et éviter l'inflammation parodontale).

Ce qui ressort de toutes les études est que la connectique est la zone de fragilité des bridges en E.max[®]CAD et E.max[®]Press, zone d'initiation des fissures. Des auteurs se sont donc intéressés à cette zone pour déterminer si sa forme pouvait avoir un impact sur la résistance des pièces.

En 2009, Plengsombut & al (45) ont comparé des embrasures à angles nets à des embrasures à angles arrondis. Ainsi, ils concluent à une résistance significativement plus importante du groupe aux embrasures arrondies en E.max[®]CAD (par rapport aux embrasures nettes), tandis que pour l'E.max[®]Press la différence n'est pas significative (45).

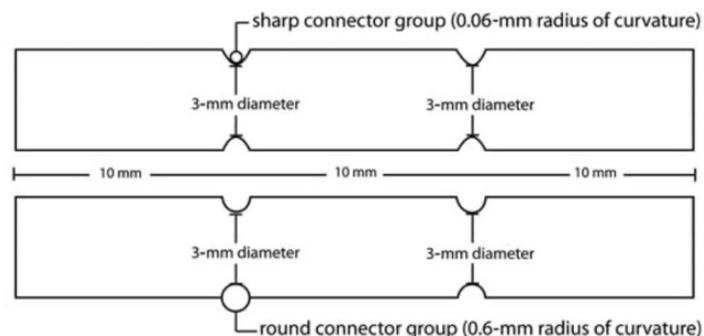


Figure 18. Formes des connectiques étudiées par Plengsombut & al. (2009)

Oh & Anusavice (46), en 2002, se sont intéressés au rayon des embrasures gingivales et occlusales de bridges sur couronnes périphériques, en E.max[®]Press. Ils concluent à une résistance plus grande (140 %) pour les modèles avec des embrasures gingivales d'un rayon plus important, sans impact de l'embrasure occlusale, avec une résistance à la fracture moyenne de 943 - 944 N.

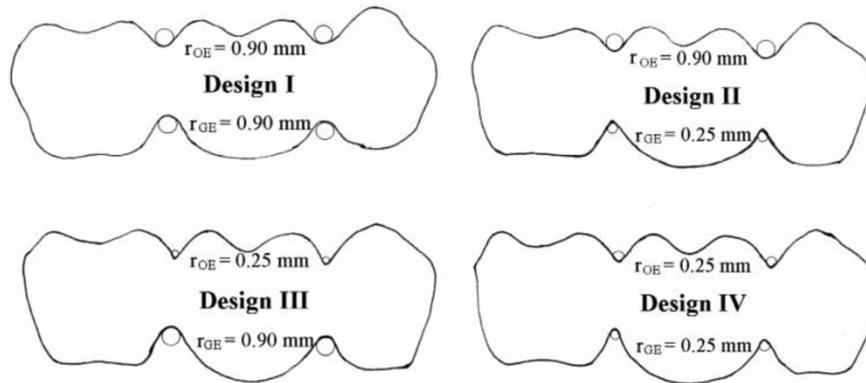


Figure 19. Quatre formes différentes d'embrasures occlusales et gingivales pour l'étude de Oh & Anusavice. Les groupes I et III ont démontré une supériorité aux groupes II et IV, mais sans différence significative en fonction de l'embrasure occlusale. (Oh & Anusavice, 2002)

Pour Körber et Ludwig (47) une résistance à la fracture de 500 N minimum est nécessaire pour des prothèses postérieures. Mais, pour certains auteurs, la limite d'endurance des céramiques sous contraintes de fatigue cycliques (comme retrouvées en bouche) correspond à environ 50 % de la charge de résistance initiale (48). Wolfart et al. (49) préconisent donc une valeur minimale initiale de résistance de 1 000 N pour espérer des résultats cliniques acceptables.

Ainsi, les résultats retrouvés dans les différentes études in-vitro (de 699 N à 1 900 N) ne semblent pas tous optimistes pour l'adaptation clinique des bridges en E.max[®] Press et E.max[®] CAD sur couronnes périphériques. Mais, face au nombre limité d'études in-vitro et à leur manque d'homogénéité, quelques auteurs ont réalisé des études in-vivo.

3.1.4 Tableau récapitulatif des tests in-vitro.

Les paramètres des différents tests in-vitro retrouvés pour des bridges vitrocéramiques sur couronnes périphériques sont regroupés dans le tableau suivant :

Auteurs	E.max®	Stratifié/ Monolithique	Matériau du simulateur	Ligament artificiel	Test de fatigue	Axe de charge	Édentement (mm)	Assemblage	Connectique minimale (mm)	Moyenne (N)
Zimmermann & al. ⁽⁴⁰⁾	CAD	Monolithique	Composite	Oui (100 µ m)	TM	Axial	12	Composite avec potentiel adhésif	4x4	1 094,6
Schultheis & al. ⁽⁴³⁾	CAD	Monolithique Stratifié	Dents Naturelles	Oui (250 µ m)	TM	Axial	11	Composite sans potentiel adhésif	4x6 4x4	1 900 699
Oh & Anusavice ⁽⁴⁶⁾	Press	Monolithique	Résine époxy	Non	Non	Axial	-	Composite sans potentiel adhésif	4x5	944
Bindl & al ⁽⁵⁰⁾	CAD	Monolithique	Composite	Non	TM	Axial	< 14mm	Aucun assemblage	4x4	1557

TM : thermomécanique.

Tableau 16. Paramètres des différentes études in-vitro sur les prothèses plurales retenues par couronnes périphériques, en vitrocéramique E.max®.

3.1.5 Études in-vivo

Les études in-vivo sur les bridges vitrocéramiques sur couronnes en secteur postérieur sont peu nombreuses : seulement deux groupes d'auteurs ont étudié ces restaurations, toutes les deux avec l'E.max[®]Press (51,52).

Dans ces deux études les patients ont été sélectionnés selon des critères d'inclusion et d'exclusion regroupés ci-dessous :

Critères d'inclusion	Critères d'exclusion
<ul style="list-style-type: none">• Patient majeur (18 ans ou plus)• Bonne hygiène orale• Risque carieux faible• Édentement de largeur inférieure ou égale à celui d'une molaire (≈ 11 mm)• Piliers vitaux• Pas de pathologie parodontale active• Niveau osseux au niveau des piliers $\geq \frac{2}{3}$ de la longueur de la racine• Mobilité maximale de Grade I (selon la classification de Nyman et Lindhe)	<ul style="list-style-type: none">• Bruxisme et parafunctions• Sondage autour des piliers ≥ 4 mm, ou poche osseuse présente• Pathologies médicales et psychologiques impliquant un suivi dentaire particulier• Patients présentant des allergies aux matériaux utilisés.

Tableau 17. Critères de sélection des patients dans les études in-vivo de Wolfart & al et Esquivel-Upshaw & al.

La préparation des dents piliers a été réalisée à la fois en accord avec les données du fabricant (34) et avec les résultats des études in-vitro (préconisant des connectiques minimales de 4 x 4 mm), dans la mesure de la possibilité clinique.

Deux façons d'assembler les restaurations ont été utilisées : le scellement au CVI et le collage. Pour Wolfart & al (51) la justification du choix entre les deux s'est faite en fonction de la hauteur des piliers après préparation, réservant le collage seulement aux piliers les plus faibles en hauteur (moins de 3 mm) (51). Esquivel-Upshaw & al (52) ont procédé par randomisation. Les deux études ne montrant à la fin pas de différence significative entre l'assemblage conventionnel par CVI et le collage.

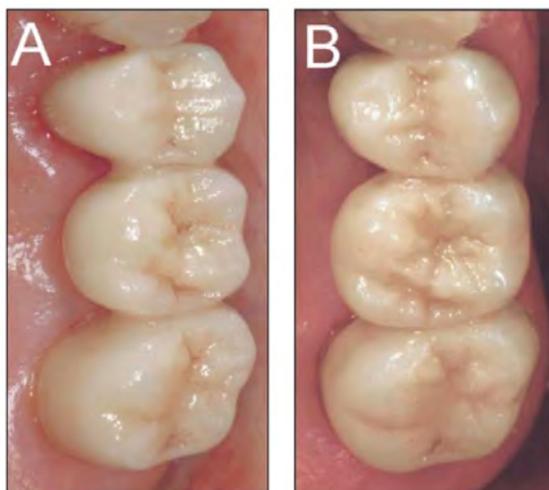


Figure 20. Exemple de bridges sur couronne périphérique en E.max®Press. (A) après scellement (B) après une période d'observation de 50 mois. (Wolfart & al. 2005)

Esquivel-Upshaw & al (52) ont publié, en 2008, des résultats 4 ans après la mise en place des pièces prothétiques. Ils ont étudié 19 bridges postérieurs en vitrocéramique et ont relevé 4 échecs par fracture (taux de survie 78,9 %). Sur ces 4 échecs, 3 pièces présentaient des connectiques de dimension plus faible que celles préconisées. Ils soulignent que c'est notamment la hauteur de la connectique qui va avoir un rôle primordial pour la survie du bridge.



Figure 21. Bridge en E.max®Press chez un patient avec une force occlusale élevée (1 031 N) lors de la mise en place (gauche) et 16,5 mois après, avec une fracture de la connectique distale, suivie quelques jours après par celle de la connectique mésiale. (Esquivel-Upshaw & al. 2008)

De plus, avant la pose des bridges, la force masticatoire maximale de chaque patient a été relevée, permettant de mettre en corrélation la force occlusale avec la fracture (Tableau 18 p.45). Cependant, après 4 ans, aucun lien significatif n'a été mis en avant par ces auteurs (52).

Position du bridge	Connectique mésiale (mm)	Connectique distale (mm)	Force occlusale maximale (N)	
24 (25) 26	4,5 x 5,4	4,0 x 5,7	155	
25 (26) 27	4,7 x 7,2	4,3 x 8,2	781	
35 (36) 37	4,0 x 4,9	3,9 x 6,2	781	
24 (25) 26	4,5 x 7,0	4,5 x 6,8	382	
24 (25) 26	3,4 x 6,4	4,3 x 6,4	266	
34 (35) 36	2,9 x 5,2	3,4 x 6,0	373	*759
24 (25) 26	3,4 x 7,3	3,8 x 8,3	373	
34 (35) 36	3,6 x 5,5	3,0 x 6,2	373	*764
14 (15) 16	3,8 x 7,2	4,2 x 7,7	515	
44 (45) 46	4,0 x 5,1	3,5 x 6,3	1031	*528
44 (45) 46	3,9 x 4,6	5,2 x 5,6	218	*1190
14 (15) 16	4,7 x 5,5	4,9 x 7,1	719	
25 (26) 27	5,2 x 5,8	5,2 x 6,7	719	
44 (45) 46	3,0 x 5,7	4,5 x 6,7	N/A	
44 (45) 46	5,5 x 4,2	5,4 x 4,8	435	
14 (15) 16	4,3 x 5,0	4,0 x 5,7	795	
35 (36) 37	4,3 x 5,7	4,3 x 6,2	364	
14 (15) 16	4,9 x 5,7	4,6 x 5,9	631	

*longévité (en jours) des prothèses qui ont échouées.

Tableau 18. Détails des dimensions des connectiques des bridges et valeurs des forces masticatoires maximales. (Esquivel-Upshaw & al. 2008)

Un autre groupe d'auteurs a étudié les bridges sur couronnes en E.max[®]Press et a publié des résultats réguliers à 5 ans (51), 8 ans (53), 10 ans (32) et 15 ans (54). Le premier échec complet pour le remplacement d'une première molaire relevé est apparu au bout de 79 mois (fracture du pontique distal).

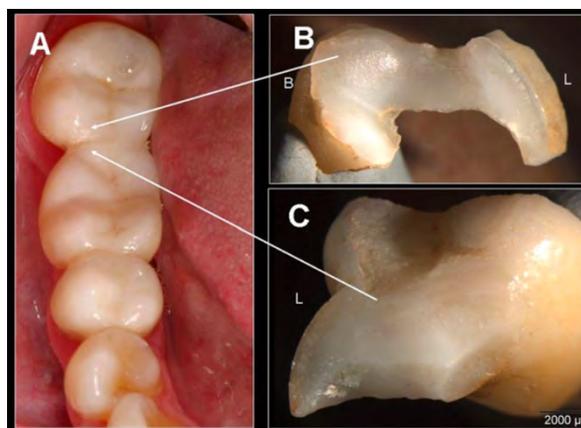


Figure 22. Exemple d'échec avec fracture initiée au niveau de l'embrasure gingivale de la connectique distale, après 79 mois. (Wolfart & al. 2005)

Pour Kern & al (32), à 10 ans, le taux de survie des bridges sur couronne en E.max[®]Press avoisine les 89 % et le taux de succès les 74 % (32). Mais passé 10 ans, ces taux chutent énormément (respectivement 48,1 % et 29,8 % à 15 ans) (33).

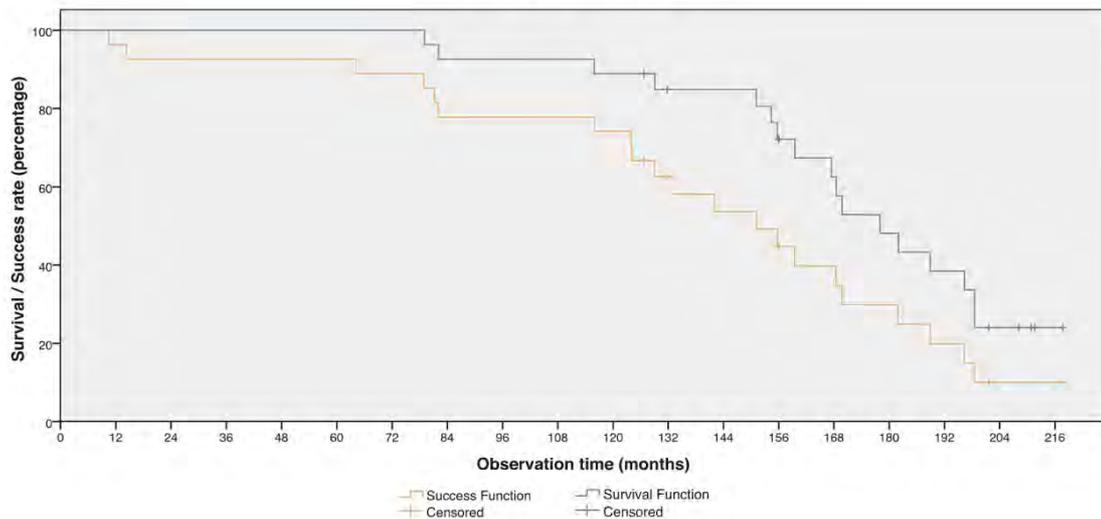


Figure 23. Taux de survie et taux de succès des bridges postérieurs en E.max[®]Press retenus par couronne. (Kern & al. 2019)

Ainsi, les études sur les bridges sur couronne en céramique E.max[®]Press montrent des résultats à 5 ans et 10 ans prometteurs. Mais le nombre d'études est trop faible pour permettre de généraliser ces résultats, et pour réaliser une comparaison fiable avec les bridges conventionnels céramo-métalliques.

3.2 Bridges céramiques sur inlays

Ces pièces prothétiques sur inlays ont été introduites dans les années 1960 avec les alliages précieux (55). Cette évolution vers des piliers inlays est venue naturellement avec la volonté d'exercer une dentisterie à minima et de préserver l'intégrité pulpaire des dents. En effet, lors de la préparation des piliers pour des couronnes périphériques, la perte tissulaire varie entre 63 % et 73 % (56). Cette taille importante va ainsi être une porte d'entrée à l'atteinte de la vitalité pulpaire des piliers prothétiques, qui sont souvent composés d'une majorité de tissus sains.

Le descellement fréquent des bridges sur inlays métalliques et la recherche d'esthétique ont amené les auteurs à regarder du côté des matériaux céramiques. Les recherches se sont principalement concentrées sur la Zircone, avant de s'ouvrir à l'EmpressII[®] puis aux vitrocéramiques E.max[®].

3.2.1 Indications

Ces pièces prothétiques seront indiquées pour la restauration d'édentements unitaires lorsque les dents adjacentes présentent une restauration ou une atteinte carieuse proximale, qui indiquerait l'utilisation d'une restauration partielle indirecte collée.

Si un des deux piliers est plus délabré et nécessite une préparation périphérique totale, une restauration hybride (avec un pilier inlay et un pilier couronne collée) pourra être envisagée.

3.2.2 Bridge sur inlays, en zircone

3.2.2.1 La Zircone

La zircone (oxyde de zirconium) est une céramique polycristalline, caractérisée par la quasi-absence de phase vitreuse. C'est donc une céramique plus résistante mécaniquement que les vitrocéramiques E.max[®]Press et E.max[®]CAD, mais plus opaque (donc moins esthétique). Ainsi, des restaurations en zircone monolithique seront plus intéressantes mécaniquement mais moins esthétiques, alors que les restaurations stratifiées, esthétiques, présenteront plus de risques d'échecs par écaillage ou déstratification (57).

En odontologie, la zircone la plus utilisée est la zircone tétragonale partiellement stabilisée à l'yttrium (Y-TZP).

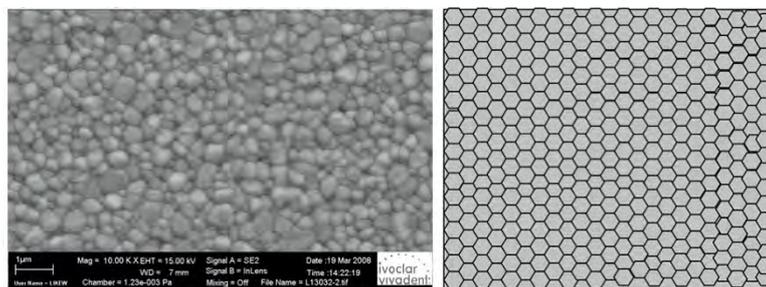


Figure 24. Microstructure et illustration schématique des grains de l'Y-TZP Zir[®]CAD.
(Ivoclar Vivadent - Documentation Scientifique)

Nous nous intéressons à ce matériau dans cette partie car la majorité des études sur les bridges sur inlays se sont portées sur la zircone stratifiée, donnant des résultats et des points de recherche qui pourront être adaptés aux bridges en E.max[®]CAD ou E.max[®]Press.

3.2.2.2 Analyse par méthode des éléments finis (MEF)

Thompson et al. (58) ont réalisé, en 2011, une MEF de bridges sur inlays en zircone monolithique. Ils simulent un scellement sur un substrat dentinaire et comparent les bridges sur inlays à des bridges sur couronne. Ils ont ainsi mis en avant une augmentation de 20 % de la contrainte maximale subie par le matériau, sous une même charge, au niveau des bridges sur inlays par rapport aux bridges sur couronne.

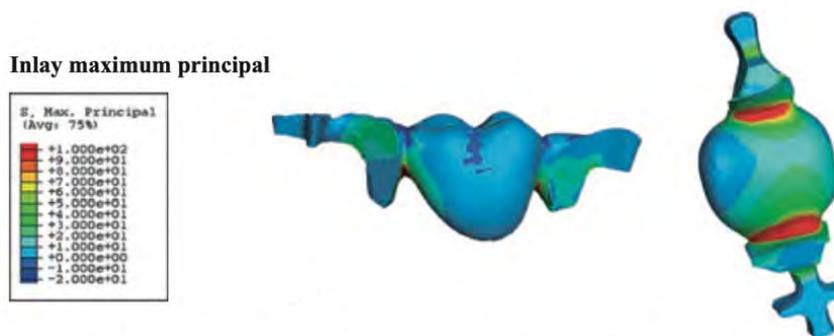


Figure 25. Répartition de la contrainte maximale pour des bridges sur inlays en zircone monolithique. (Thompson et al. 2011)

Cette analyse par élément fini permet de montrer qu'encore une fois la contrainte de traction maximale (209 MPa) est localisée au niveau de la connectique, en faisant une zone de fragilité importante. Magne & al. (59) et Tribst & al. (29) sont eux aussi arrivés à cette conclusion.

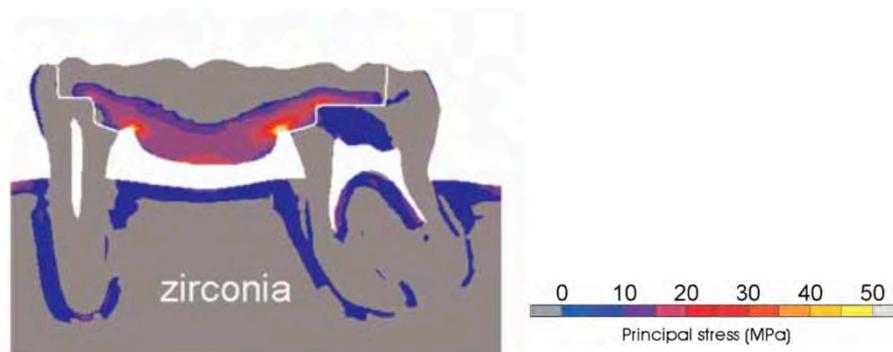


Figure 26. Mise en avant de la répartition des contraintes pour des bridges sur inlays zircone, avec la contrainte de traction maximale au niveau de l'embrasure gingivale des connectiques. (Magne & al. 2002)

L'étude de Thompson & al (60), en 2012, a essayé de prédire les zones de fractures des bridges sur inlays zircon. Ces résultats rejoignent ceux retrouvés dans les bridges sur couronnes en E.max[®] Press, avec un trajet oblique partant de l'embrasure gingivale d'une connectique (ici distale) vers la face occlusale du pontique, et une fracture verticale du pontique opposé.

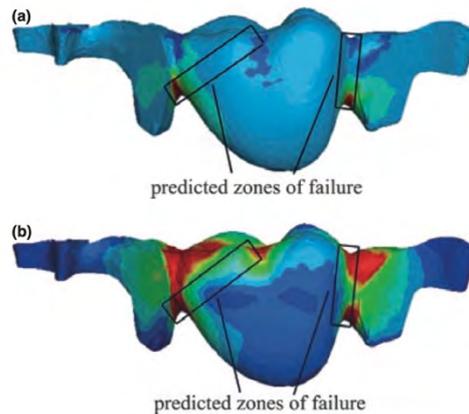


Figure 27. (a) zones de fractures présumées en fonction de la contrainte principale maximale (b) zones de fractures présumées selon les critères de Von Mises. (Thompson et al. 2012)

Dans une MEF en 2-dimensions, Magne & al (59), en 2002, détaillent la répartition des contraintes de compression et de traction au niveau des piliers. Ils montrent ainsi que les matériaux les plus résistants (module d'élasticité le plus élevé), dont la zirconie, présentent les contraintes inter-faciales les plus importantes. Les forces de traction sont exercées sur les faces verticales, alors que les forces de compression sont exercées sur les faces horizontales.

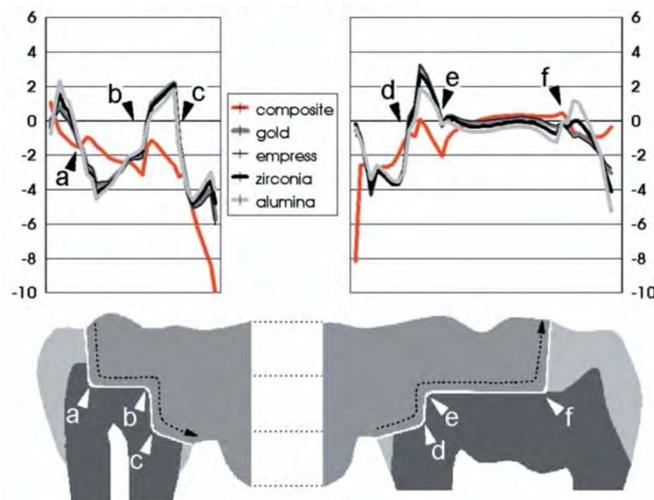


Figure 28. Contraintes inter-faciales de bridges sur inlays. La zirconie (trait noir gras) montre des contraintes plus importantes que des matériaux moins résistants. (Magne & al. 2002)

En 2019, Tribst & al (29) arrivent à la même conclusion, et démontrent une relation de proportionnalité directe entre le module d'élasticité de la restauration et la concentration des contraintes au niveau des interfaces colle/dent et restauration/colle.

Zhang et al. (61), en 2016, ont utilisé la MEF pour déterminer s'il existe une relation entre la zone d'application de la charge et la résistance à la fracture des pièces prothétiques. Ils concluent que la position de la charge va avoir un impact sur la zone et la force d'initiation des fractures. Cependant cette étude se base sur une zircone partiellement frittée, ayant des propriétés mécaniques plus faibles. Les valeurs de rupture sont donc plus faibles que celles retrouvées dans d'autres études.

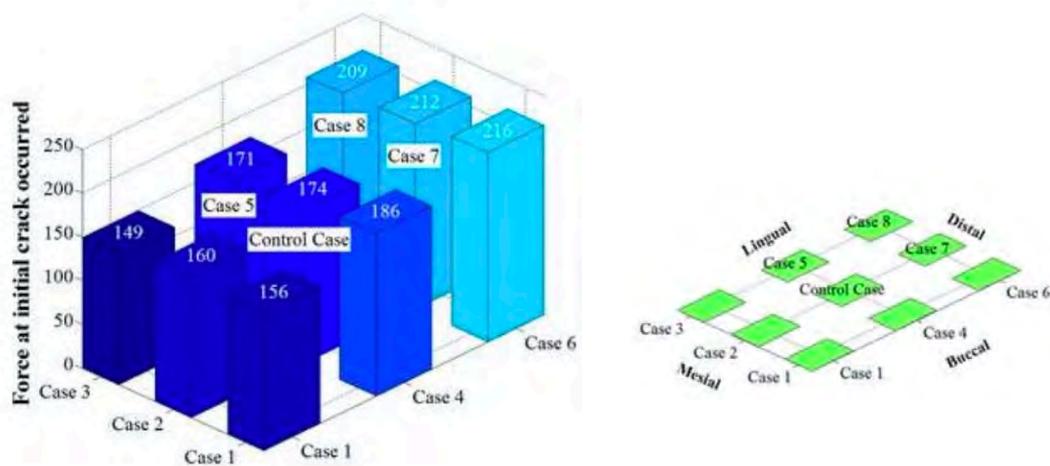


Figure 29. Force d'initiation des fissures en fonction de la zone d'application de la charge pour des bridges sur inlays en zircone partiellement frittée. (Zhang & al. 2016)

Les résultats de ces MEF indiquent que ces bridges sur inlays en zircone semblent capables de supporter une charge maximale comprise en 1 150 N et 1 240 N (58), et encouragent leur étude in-vitro et in-vivo.

3.2.2.3 Études in-vitro

Plusieurs auteurs se sont intéressés à l'étude in-vitro des bridges sur inlays zircone. Mais, comme pour les bridges sur couronnes, les études sont très hétérogènes, rendant leur comparaison difficile. Ils rapportent une résistance à la fracture qui varie entre 859 N (62) et 3 180 N (49).

Trois études ont comparé différentes tailles de connectiques afin de déterminer la dimension minimale conseillée. Wolfart & al. (49) et Bömicke & al. (63) ne démontrent aucune différence significative entre des connectiques de 3 x 3 mm et 4 x 4 mm. En revanche, Puschmann & al. (62) démontrent qu'une connectique de 3 x 2 mm entraîne une diminution significative de la résistance des bridges sur inlays avec une résistance à la fracture de 859 N contre 2 167 N pour une connectique de 3 x 3 mm. Ainsi, les auteurs s'accordent à préconiser une connectique minimale de 9 mm² pour les bridges zircone sur inlays en secteur postérieur.

Kiliçarslan & al (64), en 2004, ont comparé les bridges sur inlays en zircone stratifiée à un groupe témoin de bridges céramo-métalliques sur couronnes. Ainsi, malgré des résultats plus faibles (1 247 ± 262 N contre 1318,43 ± 211 N), ils ne démontrent pas de différence significative avec le groupe témoin, référence de la restauration de l'édentement unitaire postérieur.

Wolfart & al. (49) ont aussi étudié, en 2007, la résistance à la fracture dynamique, ne montrant aucune fracture au bout de 1,2 x 10⁶ cycles sous une charge de 250 N (correspondant selon les auteurs à 5 ans de longévité clinique). Les fractures observées sont apparues sous des charges de 1 500 N, avec un nombre de cycles moyens de 17 750 (9 mm²) et de 21 000 (16 mm²).

Bömicke & al. (63), en 2018, ont souhaité se rapprocher le plus possible des conditions cliniques en utilisant des forces obliques et excentriques. Ils comparent des bridges sur inlays en zircone stratifiée à des bridges sur inlays en zircone monolithique. L'utilisation de bridges sur inlays monolithiques leur permet ainsi de s'affranchir des échecs liés à la déstratification ou l'écaillage des pièces. Ils démontrent que la couche de stratification va plus rapidement céder, sans différence significative, en revanche, pour la fracture complète de la pièce.

	Charge de rupture		Défauts initiaux	
	Stratifié	Monolithique	Stratifié	Monolithique
Moyenne	1380 ± 420	1215 ± 244	740 ± 242	1212 ± 244
Maximum	1971	1680	985	1680
Minimum	660	896	331	896

Tableau 19. Comparaison de la résistance à la fracture de bridges sur inlays en zircone monolithique et stratifiée. (Bömicke & al. 2018)

Les modes de fractures retrouvés rejoignent les résultats décrits dans les MEF (propagation oblique de la fracture depuis l'embrasure gingivale d'une connectique vers la face occlusale du pontique et fracture verticale au niveau du pilier opposé) (60,61). La fracture de la couche de stratification a été relevée dans toutes les études, en faisant une zone de fragilité importante des bridges en zircone stratifiée.

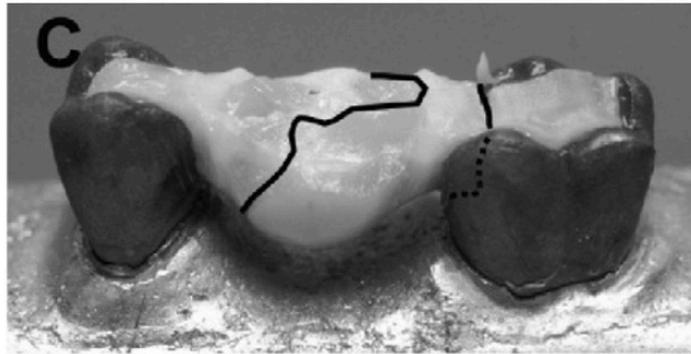


Figure 30. Exemple de fracture d'un bridge sur inlays en zircone stratifiée. La couche de stratification a cédé en premier, suivie par l'armature. (Wolfart et al. 2007)

L'utilisation de simulateurs dentaires métalliques est très retrouvée (49,62–66), mais contrairement aux bridges sur couronnes, il semblerait que, pour les bridges sur inlays zircone, l'influence d'un simulateur avec un module d'élasticité élevé soit moins importante (57). Cependant ces modèles en métal peuvent entraîner un problème d'adhésion, précipitant le décollement et la fracture des piliers (64).

Les études semblent ainsi prédire une bonne longévité pour ces restaurations avec des résultats principalement compris entre 1 000 N et 3 000 N. Mais l'hétérogénéité des études et des résultats ne donne pas d'information claire sur le comportement in-vivo de ces restaurations. Leur étude en situation clinique a donc été réalisée.

3.2.2.4 Tableau récapitulatif des tests in-vitro

Les paramètres des différents tests in-vitro retrouvés sur les bridges zircon sur inlays sont regroupés dans le tableau suivant :

Auteurs	Stratifié/ Monolithique	Matériau du simulateur	Ligament artificiel	Test de fatigue	Axe de charge	Ø Édentement (mm)	Assemblage	Connectique (mm)	Moyenne (N)
Wolfart & al. ⁽⁴⁹⁾	Stratifié	Co-Cr	Oui (200 µ m)	-	Axial	11	Composite sans potentiel adhésif	3x3 4x4	3 180 3 120
Puschmann & al. ⁽⁶²⁾	Stratifié	Co-Cr	Oui (200 µ m)	TM	Axial	11	Composite sans potentiel adhésif	3x2 3x3	859 2 167
Kiliçarslan & al ⁽⁶⁴⁾	Stratifié	Alliage Métallique	Non	-	Axial	10	Ciment provisoire	4x4	1 247 (±262)
Sarıdag & al. ⁽⁶⁷⁾	Stratifié	Dents naturelles	Oui (200 µ m)	T	Axial	11	Composite sans potentiel adhésif	4x4	1 540
Bömicke & al. ⁽⁶³⁾	Stratifié Monolithique	Co-Cr	Oui	TM	Oblique et excentrique	11	Composite avec potentiel adhésif	3x3 4x4	1 380 (±420) 1 215 (±244)
Mohsen ⁽⁶⁵⁾	Stratifié	Co-Cr	Non	T	Axial	11	Composite sans potentiel adhésif	4x4	869 (M) 1055 (PM)
Oehlmann & al. ⁽⁶⁶⁾	Stratifié	Co-Cr	Oui	TM	Axial	12	Composite sans potentiel adhésif	3x3	1414

TM : thermomécanique ; T : thermique.
(M) : remplacement 1^{ère} molaire ; (PM) : remplacement 2^{ème} prémolaire.

Tableau 20. Paramètres des différentes études in-vitro sur les bridges sur inlays, en zircon.

3.2.2.5 Études in-vivo

Les différentes études in-vivo retrouvées montrent des résultats relativement controversés. Peu d'études ont été retrouvées pour les bridges sur inlays en zircone postérieurs : seulement deux études pour un total de 60 pièces prothétiques. Mais de ces deux études, aucune n'étudie exclusivement les bridges retenus par inlays purs. En effet une des études associe différentes formes de piliers en fonction de la nécessité clinique, allant de l'inlay deux faces à la couronne partielle (68). L'autre étude, se basant sur les résultats de la première, a décidé d'étudier une forme modifiée de préparation des piliers, en ajoutant des ailettes vestibulaires et linguales/palatines (69,70), avec un recul à 5 ans. On rajoutera à ces deux études, trois rapports de cas (71–73), dont deux sont les seuls cas reportés en zircone monolithique (71,72).



Figure 31. Exemple de préparation (gauche) et de bridges sur inlays en zircone monolithique, pour le remplacement d'une première molaire maxillaire (droite). (Case report, Bömicke & al. 2017)

Ohlmann & al. (68) et Char & al. (70) utilisent les mêmes critères d'inclusion et d'exclusion que les études retrouvées pour les bridges sur couronnes en E.max® Press (Tableau 17 p.43). Une attention particulière est portée sur la recherche de signes de bruxisme ou parafunctions chez les potentiels patients inclus.

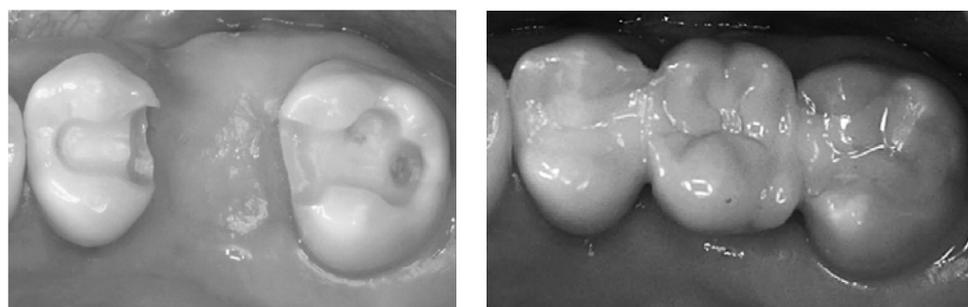


Figure 32. Exemple de remplacement d'une molaire maxillaire par bridge sur inlays en zircone stratifiée (à gauche préparation des dents piliers, à droite prothèse en place). (Ohlmann & al. 2008)

Les différentes études retrouvées utilisent principalement l'assemblage avec une résine composite avec potentiel adhésif (68–72). Deux études utilisent des résines composites sans potentiel adhésif (68,73).



Figure 33. Exemple d'échec par fracture de l'armature, à la suite du décollement du pilier mésial. (Ohlmann & al. 2008)

L'étude de Ohlmann & al. (68), en 2008, montre des résultats peu satisfaisants (20 % d'échecs à 1 an) en comparaison aux résultats retrouvés in-vitro. Ils ne montrent aucune différence significative entre les différentes formes de piliers. La connectique et la stratification sont les zones de fragilité montrées du doigt par ces auteurs.

Après 10 ans (74) le taux de survie chute à 12,1 % et toutes les pièces ont fait face à au moins une complication. Dans leur étude, la cause majeure d'échec est le décollement (36,7 %) et les complications les plus fréquentes sont la déstratification (66,7 %) et l'écaillage (33,4 %).

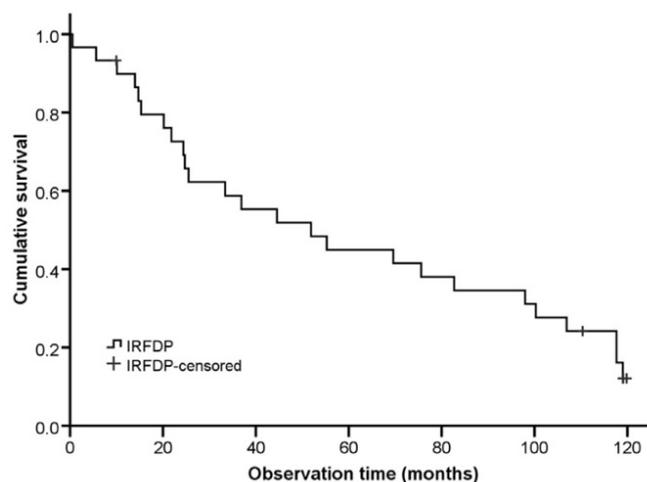


Figure 34. Taux de survie des bridges sur inlays en zircone stratifiée (Rathmann & al. 2017)

Suite à ces résultats assez faibles, Chaar & al. (69,70) ont décidé d'étudier une forme de bridge sur inlays avec des ailettes vestibulaires et linguales, pour augmenter la surface de collage (pointée du doigt chez Ohlmann & al.) et pour tenter de diminuer les contraintes au niveau de la connectique. Les résultats obtenus sont meilleurs, avec cependant toujours une prédominance de déstratification et écaillage des pièces (10,5 %).

Auteurs	Monolithique/ Stratifié	Nombre de restaurations	Connectique	Observation (mois)	Taux Survie (%)	Taux succès (%)
Ohlmann & al. (68)	Stratifié	30	-	12	80	56,7
				120	12,1	0
Chaar & al. (70)	Stratifié	30	9 mm ²	60	95,8	83,3
Bömicke & al.(72)	Monolithique	1	12 mm ²	24	100	100
Monaco & al.(73)	Stratifié	1	9 mm ²	24	100	100
Augusti & al.(71)	Monolithique	1	9 mm ²	36	100	100

Tableau 21. Comparaison des taux de succès et de survie retrouvés in-vivo, pour des bridges sur inlays zircone, en secteur postérieur.

Ainsi, le peu d'études in-vivo montre des résultats assez décevants pour les bridges zircone sur inlay en secteur postérieur, notamment à cause du matériau de stratification et du faible potentiel de collage de la zircone. Seuls trois reports de cas sont disponibles aujourd'hui sur l'utilisation de la zircone monolithique, pour se défaire des échecs liés à la stratification, n'étant pas suffisants pour une généralisation. Cependant, une légère modification de la préparation des piliers semble promettre un meilleur pronostic.

3.2.3 Bridges sur inlays, en E.max[®]

3.2.3.1 Analyse par méthode des éléments finis (MEF)

Lakshmi & al.(44), en 2015, ont réalisé une analyse par MEF des bridges sur inlay en E.max[®]Press et en zircone. Ils étudient deux dimensions de connectiques : 3 x 3 mm et 4 x 4 mm. Ils simulent une charge occlusale verticale de 500 N, dirigée lingualement, sur les connectiques et le pontique de bridges mandibulaires, sur un substrat dentinaire sans considération de la couche d'assemblage. Ils mettent ainsi en avant que la répartition des contraintes entre une connectique de 9 mm² et 16 mm² n'est pas la même, avec une meilleure répartition pour les connectiques de 16 mm².

Comme pour les précédentes prothèses plurales décrites, la zone de fragilité de ces pièces se situe au niveau de l'embrasure gingivale des connectives (force de traction maximale).

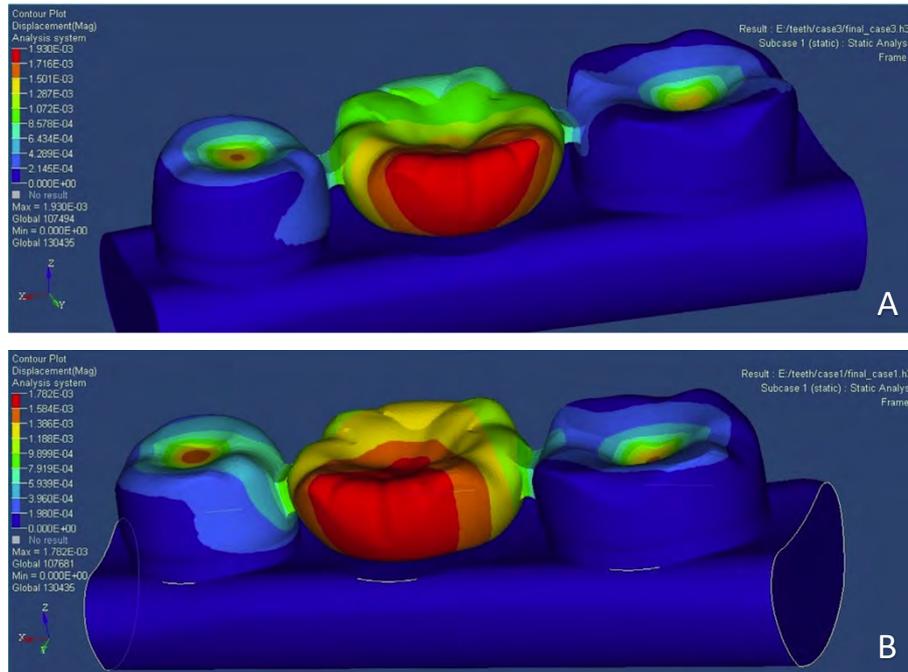


Figure 35. Répartition des contraintes pour des bridges sur inlays en E.max®Press avec une connective de 16 mm² (A) et 9 mm² (B). (Lakshmi & al. 2015)

Ainsi ils concluent que les bridges sur inlays en E.max®Press montrent une résistance suffisante pour être utilisés en secteur postérieur. Cependant des études in-vitro et in-vivo doivent être menées pour valider ces premiers résultats.

3.2.3.1 Études in-vitro

Très peu d'auteurs se sont intéressés à l'étude des bridges sur inlays en E.max®Press in-vitro. Un seul groupe d'auteurs s'y est penché, en comparant les bridges sur inlays en E.max®Press monolithique à des bridges sur inlays en zircone stratifiée. Les bridges sont collés au composite (sans potentiel adhésif) sur des simulateurs dentaires en Cobalt-Chrome.

	Matériau du simulateur	Ø Édentement (mm)	Ligament (µm)	Connective (mm)	Fracture statique (N)	Fracture dynamique (N)
Wolfart & al. (49)	Co-Cr	11	200	3x3	960	979 000
			Mobilité Grade 0	4x4	1 316	1,2x10 ⁶

Tableau 22. Paramètres du test in-vitro de Wolfart et al. sur des prothèses plurales retenues par inlay (2017)

Wolfart & al. (49) ont étudié la résistance à la fracture quasi-statique et dynamique de bridges sur inlays en vitrocéramique. Ils mettent en avant une différence significative entre les connectiques de 9 mm² et 16 mm², avec une résistance respective de 960 N et 1 316 N. Ces résultats sont bien en dessous de ceux retrouvés pour la zircone (respectivement 3 180 N et 3 120 N).

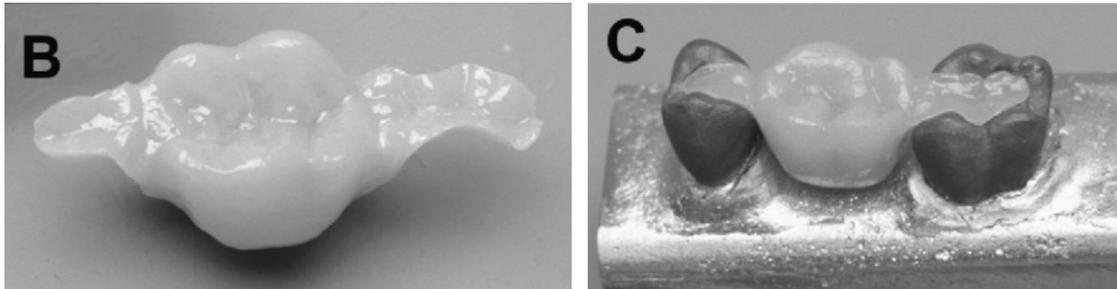


Figure 36. Bridges sur inlays en E.max[®]Press étudiés par Wolfart & al. (2007)

L'étude de résistance à la fracture dynamique leur a permis de mettre en avant le mode de fracture de ces pièces. Ainsi, seuls les bridges en E.max[®]Press avec une connectique de 16 mm² résistent à 1,2 x 10⁶ cycles sous une charge de 250 N. En augmentant la charge à 600 N le nombre de cycles moyen chute à 2 330. Les échecs mis en avant sous cette charge sont regroupés entre le décollement d'un pilier et l'association du décollement et de la fracture des piliers, initiée au niveau de l'embrasure gingivale des connectiques.

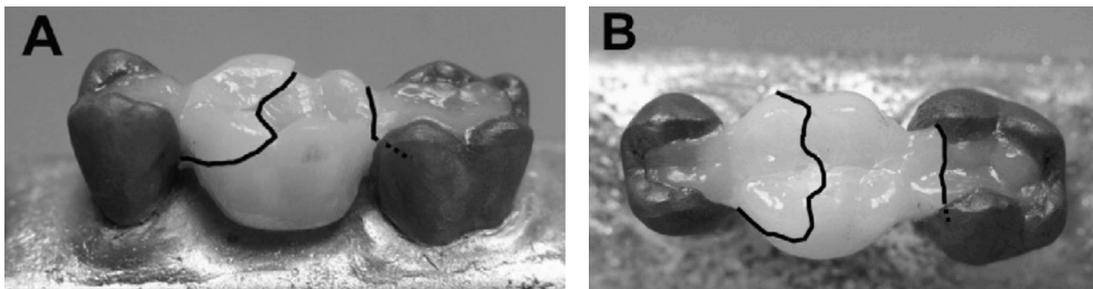


Figure 37. Exemple de fracture de bridges sur inlays en E.max[®]Press sous charge statique (A) et dynamique à 600 N (B). (Wolfart & al. 2007)

Wolfart & al. arrivent ainsi à la conclusion que les bridges sur inlays en E.max[®]Press ne peuvent être utilisées en postérieur que si une connectique minimale de 16 mm² peut être réalisée, et chez des patients à forces masticatoires faibles (voire modérées).

Malgré des résultats peu encourageants, des études in-vivo ont été menées sur ces bridges sur inlays en E.max[®]Press pour la réhabilitation du secteur postérieur.

3.2.3.2 Études in-vivo

Un seul groupe d'auteurs s'est intéressé à l'étude in-vivo des bridges sur inlays en E.max[®]Press. Ils ont publié des résultats à 5 ans (51), 8 ans (75) et 15 ans (76). Ils ont réalisé 45 bridges postérieurs (dont 5 prothèses hybrides avec un pilier inlay et un pilier retenu par une couronne périphérique). L'étude initiale (51) est la même que celle décrite pour les bridges sur couronnes en E.max[®]Press, avec les critères d'inclusion et exclusion précédemment décrits (Tableau 17 p.43).

Comme préconisé par les MEF et les études in-vitro, la connectique des pièces mesure au minimum 16 mm² (4 x 4 mm). Tous les bridges ont été collés selon un protocole de collage sous digue, avec une résine composite sans potentiel adhésif.

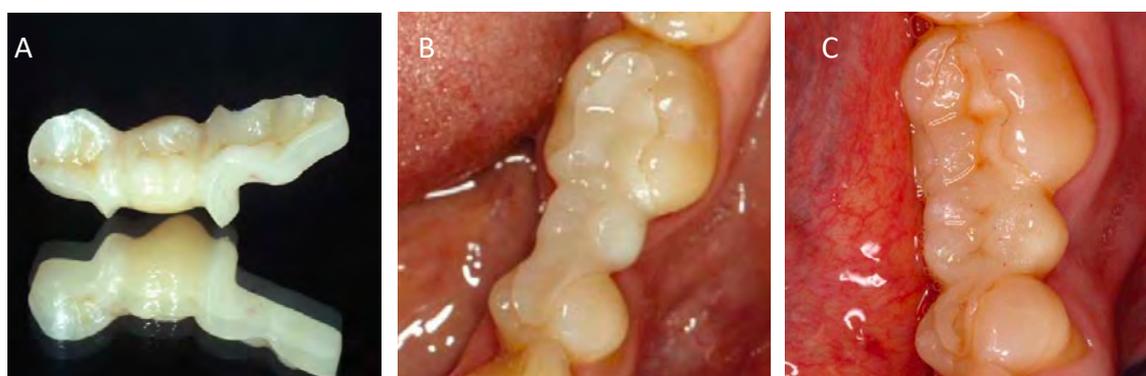


Figure 38. Bridges sur inlays en remplacement d'une deuxième prémolaire (A). Pièce prothétique juste après le collage (B) et après 96 mois d'observation (C). (Harder & al. 2010)

Les résultats obtenus montrent que les échecs sont similaires à ceux retrouvés précédemment (in-vitro et MEF), réunis entre la fracture et le décollement des piliers (ou la combinaison des deux). Seulement quatre événements biologiques (caries) ont été relevés sur les 15 ans, et les événements techniques (fracture, décollement) n'ont pas pu être réparés et ont tous entraînés l'échec des restaurations.

	Nombre de restaurations	Taux de survie (%)			
		4 ans ⁽⁵¹⁾	5 ans ⁽⁷⁵⁾	8 ans ⁽⁷⁵⁾	15 ans ⁽⁷⁶⁾
Inlay	40	88,9	57	37,5	22
Hybride	5	100	100	60	40

Tableau 23. Taux de survie des bridges sur inlays, en E.max[®]Press. (Wolfart, Harder et Becker)

A quatre ans le taux de survie de ces bridges sur inlays est de 88,9 %, avec principalement des échecs liés au décollement d'un pilier (9 %) associé ou non à une fracture. Les résultats à 8 et 15 ans (respectivement 37,5 % et 22 %) chutent considérablement et sont principalement liés à la fracture des pièces prothétiques, avec une majorité de fractures d'un seul pilier (37,5 %). Aucune différence significative entre hommes et femmes, ni entre restaurations maxillaires et mandibulaires, n'a été relevée.

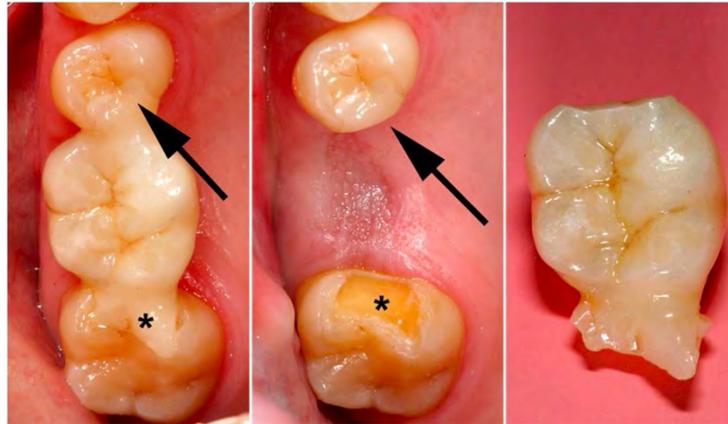


Figure 39. Exemple d'échec d'un bridge sur inlays en E.max[®]Press avec fracture du pilier distal (entre la zone proximale et occlusale de l'inlay) alors que le pilier mésial a pu être laissé en place. (Harder & al. 2010)

Ainsi ces auteurs ne préconisent pas l'utilisation de l'E.max[®]Press pour des bridges sur inlays en secteur postérieur.

3.3 Tableau récapitulatif des études in-vivo

Les différents résultats et détails donnés par les études in-vivo sur les bridges postérieurs en E.max[®] (sur couronnes et sur inlays) ont été regroupés dans le tableau suivant :

Auteurs	Type de bridge	E.max [®]	Stratifié/ Monolithique	Nombre de restaurations	Connectique (mm)*	Assemblage	Temps observation (années)	Taux de survie (%)	Taux de succès (%)
Esquivel-Upshaw & al. (52)	Sur couronnes	Press	Monolithique	19	4x4 (PM) 4x5 (M)	CVI ou Composite sans potentiel adhésif	4	78,9	
Wolfart & al. (32,51,53,54)	Sur couronnes	Press	Monolithique	27	4x4	Composite sans potentiel adhésif	5	100	92,6
							8	92,6	77,78
							10	89	74
15	48,1	29,8							
Wolfart & al. (51,75,76)	Sur inlays	Press	Monolithique	40	4x4	Composite sans potentiel adhésif	5	57	57
							8	37,5	37,5
							15	22	22
Wolfart & al. (51,75,76)	Hybrides	Press	Monolithique	5	4x4	Composite sans potentiel adhésif	5	100	100
							8	60	60
							15	40	40

*valeur minimale recherchée, peut être différente de la dimension réelle obtenue.

Tableau 24. Tableau récapitulatif des études in-vivo sur les bridges en E.max sur couronnes et sur inlays.

3.4 Conclusion sur les bridges en E.max[®] décrits dans la littérature

Dans cette partie, nous avons été confrontés au peu d'études publiées sur les bridges postérieurs vitrocéramiques. Les quelques études retrouvées sont de plus souvent réalisées par les mêmes groupes d'auteurs, et montrent des résultats variés.

3.4.1 Facteurs influençant la longévité prothétique

Suite à l'étude de la littérature sur les bridges postérieurs en vitrocéramiques, nous avons mis en avant certains facteurs susceptibles d'avoir un impact sur la survie de ces pièces prothétiques :

- Céramique : l'utilisation de la vitrocéramique a démontré des résultats satisfaisants pour les bridges retenus par des couronnes périphériques à 10 ans. En revanche, pour les bridges sur inlays, ce matériau montre un taux de fractures élevé. Cependant, il semble primordial d'utiliser ce matériau de manière monolithique pour les restaurations plurales.
- Connectique : la connectique est la zone privilégiée d'échec des bridges vitrocéramique. Il est donc primordial que l'opérateur respecte les dimensions minimales requises par le bridge étudié. L'embrasure de la connectique devra, de plus, avoir le rayon de courbure le plus grand possible.
- Forces masticatoires : même si l'étude d'Esquivel-Upshaw & al. (52) ne montre pas de lien réel, il semble bon de ne réserver la vitrocéramique qu'aux patients ayant des forces masticatoires modérées ou faibles.
- Habitudes parafunctionnelles : ces habitudes vont précipiter l'échec des pièces prothétiques, indépendamment du matériau ou la force occlusale du patient.
- Mode d'assemblage : la HAS préconise l'utilisation de résines composites sans potentiel adhésif pour l'assemblage des pièces en vitrocéramique. Cependant certaines pièces ont été scellées au CVI dans certaines études (bridges sur couronnes). Lorsqu'un collage est réalisé, il est majoritairement réalisé sur de la dentine (profondeur de préparation entre 1,5 et 2 mm), or, un collage sur de l'émail est plus performant et permet de renforcer le complexe dent/restauration (27). Il est ainsi dommage de ne pas avoir retrouvé d'études avec des restaurations collées

sur une plus grande surface d'émail. De plus, le collage n'est pas systématiquement effectué sous digue.

- Parallaxe d'insertion : il semble difficile à réaliser pour des restaurations retenues par inlays. Or il va avoir un impact sur le décollement, puisque nous savons que la divergence d'axe va jouer sur les propriétés d'adhésion.

L'influence de ces facteurs sur la longévité des pièces prothétiques sera d'autant plus importante pour les bridges sur inlays, de par la plus faible dimension des piliers.

3.4.2 Limites des études

Dans ce travail, nous avons pu mettre en avant que les résultats obtenus in-vitro ou à l'aide des MEF ne correspondent pas forcément à la réalité clinique. Ces différences ont été retrouvées, en particulier, pour les bridges sur restaurations partielles, en zircone comme en vitrocéramique. Ainsi, les études in-vitro sont souvent plus optimistes que ce qui sera observé in-vivo. Comme montré précédemment, l'hétérogénéité des paramètres des tests in-vitro peuvent expliquer cette surestimation de la résistance des pièces.

Les différentes études in-vivo que nous avons présentées ne détaillent que peu les caractéristiques de tous les bridges mis en bouche. Or, nous savons que toutes les pièces ne sont pas identiques, et que, de plus, le taux de survie peut être opérateur dépendant. Il serait donc intéressant de connaître les caractéristiques détaillées des bridges (diamètre de l'édentement, taille de la connectique, épaisseur des préparations, substrat de collage, forces masticatoires du patient...). La connaissance de ces caractéristiques pourrait nous permettre de savoir si des facteurs communs sont retrouvés sur les bridges toujours en place, ou sur les bridges qui ont échoué.

Une étude rassemblant les différents paramètres qui ont été mis en avant (émail, forces masticatoires, composite de collage sans potentiel adhésif, connectique minimale...), afin de pouvoir évaluer l'indication de ces restaurations dans les conditions ciblées serait intéressante. De plus, la comparaison de l'E.max[®]Press et l'E.max[®]CAD pourrait être réalisée afin de voir si leur légère différence a un réel impact clinique, car les études in-vivo retrouvées se sont toutes concentrées sur l'E.max[®]Press.

3.4.3 Bilan des bridges E.max[®] sur restaurations partielles

D'après le peu d'études référencées, les résultats retrouvés pour les bridges sur inlays, en vitrocéramique, semblent contre-indiquer l'utilisation de ces derniers en secteur postérieur. Cependant leur utilisation pourrait être restreinte aux patients aux forces masticatoires faibles (sans habitudes parafunctionnelles). De plus leur indication chez le jeune patient, à cavité pulpaire importante, en solution temporaire (mainteneur d'espace), a été proposée par certains auteurs (55). Leur indication en restauration temporaire pourrait être aussi envisagée chez des patients en attente de thérapeutique implantaire, toujours dans l'optique du maintien des fonctions et de l'espace, avec une atteinte à minima des dents piliers.

Aujourd'hui, la littérature ne décrit en détail qu'un seul type de bridge postérieur retenu par des restaurations partielles indirectes en vitrocéramique : les bridges sur inlays. Mais ces pièces prothétiques ne montrent pas des résultats satisfaisants. Certains facteurs mis en avant précédemment pourrait être améliorés avec une modification de la forme des piliers. Ainsi, afin de rester dans une dentisterie conservatrice, il pourrait être intéressant de d'évaluer des bridges sur overlays, qui pourraient améliorer certains points faibles mis en avant avec les bridges sur inlays.

4 Bridges en vitrocéramique sur overlays

4.1 Intérêts

L'analyse de la littérature réalisée dans ce travail a montré que l'utilisation des vitrocéramiques pour des restaurations plurales postérieures donne des résultats différents en fonction de la nature des piliers. Les bridges collés sur couronne périphériques montrent des résultats satisfaisants, mais les bridges collés sur inlays donnent des résultats qui ne sont pas suffisants pour permettre l'indication de ces pièces en secteur postérieur. L'utilisation d'une restauration partielle recouvrant une surface dentaire comprise entre l'inlay et la couronne périphérique pourrait être une piste de recherche intéressante entre biocompatibilité mécanique et préservation tissulaire.

Un bridge collé sur overlay permettrait de répondre à certains problèmes mis en avant avec les bridges sur inlays. Ainsi, l'utilisation de l'overlay comme pilier permettra de réduire le problème de parallaxe. De plus, la surface de collage sera plus étendue, avec un potentiel de collage amélaire plus grand. Une surface prothétique plus étendue pourra aussi permettre une meilleure répartition des contraintes occlusales, pour limiter les forces de traction retrouvées au niveau des embrasures gingivales des connectiques.

Ainsi un bridge vitrocéramique collé sur overlays semble être une solution intéressante pour une prothèse plurale plus conservatrice, mais n'a aujourd'hui pas été décrite dans la littérature internationale.

4.2 Indications

Les indications des bridges collés sur overlays pourraient être multiples. Ces bridges seraient indiqués pour la réhabilitation d'édentements unitaires postérieurs, lors de contre-indication implantaire ou de refus de cette thérapeutique. Ces bridges sur overlays seraient indiqués lorsque le délabrement coronaire des piliers ne nécessite pas une préparation périphérique totale.

Ces restaurations conservatrices pourraient, comme les bridges collés sur inlays, être utilisées comme réhabilitation temporaires, en tant que mainteneur d'espace, dans l'attente d'une thérapeutique implantaire.

4.3 Patients

Comme pour toute réhabilitation, des critères d'indication devront être définis pour ces bridges sur overlays. Ces critères peuvent reprendre ceux des critères d'inclusion et d'exclusion retrouvés dans les études in-vivo citées précédemment (51,52).

Une attention particulière devra être portée sur la recherche d'éventuels signes de bruxisme ou d'habitudes parafunctionnelles, qui pourraient précipiter l'échec des restaurations.

Critères d'inclusion	Critères d'exclusion
<ul style="list-style-type: none">• Patient majeur (18 ans ou plus)• Bonne hygiène orale• Risque carieux faible• Édentement de largeur inférieure ou égale à celui d'une molaire (≈ 11 mm)• Piliers vitaux• Pas de pathologie parodontale active• Niveau osseux au niveau des piliers $\geq \frac{2}{3}$ de la longueur de la racine• Mobilité maximale de Grade I (selon la classification de Nyman et Lindhe)• Force masticatoire faible ou modérée	<ul style="list-style-type: none">• Bruxisme et parafunctions• Sondage autour des piliers ≥ 4 mm, ou poche osseuse présente• Pathologies médicales et psychologiques impliquant un suivi dentaire particulier• Patients présentant des allergies aux matériaux utilisés.

Tableau 25. Critères de sélection des patients pour l'étude in-vivo de bridges collés sur overlays.

4.4 Matériel & méthode

4.4.1 Caractéristiques prothétiques

L'étude de la littérature a permis de mettre en avant 3 facteurs essentiels pour une meilleure durée de vie des bridges vitrocéramiques sur restaurations partielles.

Tout d'abord la pièce prothétique devra être réalisée de façon monolithique. En effet, les pièces stratifiées montrent une résistance plus faible, et le seul apport esthétique de la stratification ne justifie pas son utilisation.

La zone de connectique sera elle aussi un facteur majeur de la réussite de ces restaurations. Ainsi, il apparaît primordial d'obtenir une connectique de minimum 4x4 mm en secteur postérieur. Une connectique de plus faible dimension sera un facteur de risque important de fracture de cette zone. En secteur postérieur la hauteur prothétique disponible est souvent faible, et son analyse devra être réalisée avant d'envisager une thérapeutique plurale sur restaurations partielles. La largeur de la connectique sera elle liée à la préparation des faces proximales qui bordent l'édentement.

La forme des embrasures gingivales des connectiques est le dernier critère de réussite de ces pièces. En effet, afin de diminuer les contraintes de traction concentrées sur ces zones, elles devront être arrondies, et avec le rayon de courbure le plus important possible. La dimension du rayon de courbure sera influencée par l'esthétique et l'accès à l'hygiène indispensable à cet endroit.

L'obtention de pièces prothétiques avec une épaisseur homogène sera conseillée, afin d'avoir une répartition des forces occlusales la plus équilibrée possible sur les piliers.

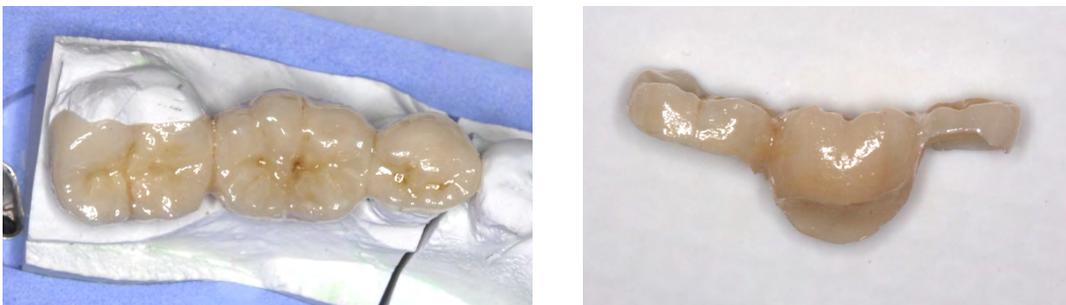


Figure 40. Exemple de bridge sur overlays avant collage. (Dr Romain Ducassé)

4.4.2 Préparation des piliers.

La préparation des piliers va suivre les principes mentionnés précédemment (1.2.3.3 p.19). La face occlusale sera réduite en « V », sur 1,5 mm au maximum (une réduction plus fine serait intéressante pour préserver un substrat de collage amélaire). Les faces vestibulaires et linguales (ou palatines) seront préparées en fonction de la nécessité clinique et de l'appréciation du praticien, selon les différents principes mentionnés précédemment (Tableau 1 p.19).

Les faces proximales seront préparées différemment, en fonction de leur position par rapport à l'édentement :

- Faces opposées à l'édentement (face distale du pilier distal et face mésiale du pilier mésial) : la préparation sera faite en fonction du cas clinique et de l'appréciation du praticien, afin de favoriser la préservation de la couche amélaire.
- Faces bordants l'édentement (face mésiale du pilier distal et face distale du pilier mésial) : la préparation de ces faces devra permettre d'avoir des dimensions de connectiques optimales. Les faces devront être de dépouille, avec un congé périphérique supra-gingival (ou juxta gingival) qui permettra la mise en place d'une digue étanche. Cette préparation proximale devra au minimum mesurer 4 mm dans le sens vestibulo-lingual (ou palatin). La hauteur de préparation devra être suffisante pour permettre une hauteur de connectique de 4 mm. Les angles internes devront être arrondis, comme pour toutes Restaurations Partielles Indirectes Collées Céramique.

4.4.3 Assemblage

L'assemblage des bridges vitrocéramiques sur overlays devra être réalisé par un collage sous digue étanche après traitement des surfaces dentaires et prothétiques. L'utilisation d'une résine de collage sans potentiel adhésif est la technique aujourd'hui préconisée par la HAS, grâce à leurs performances mécaniques et esthétiques, pour l'assemblage d'une pièce en vitrocéramique.

La préservation au maximum de la couche d'émail lors de la préparation des piliers permettra d'avoir un collage plus fort, et d'avoir une résistance du complexe dent/restauration plus importante dans le temps. Cette donnée sera importante, notamment lors de l'étude in-vitro des restaurations, car seule l'utilisation de dents naturelles comme simulateur pourra mimer cette relation.

CONCLUSION

La recherche d'une prothèse plurale postérieure conservatrice et biomimétique, se heurte à de nombreux problèmes, principalement liés aux contraintes importantes que ces restaurations doivent être capables de supporter. L'utilisation de restaurations partielles dans la conception de piliers de bridge, que peu décrite dans la littérature internationale, montre des résultats peu satisfaisants pour les bridges collés sur inlays. Mais les restaurations partielles indirectes offrent un large choix de préparation des piliers, et l'utilisation de bridges sur overlays pourrait être une piste de recherche intéressante.

Aujourd'hui, cette recherche de prothèses plurales conservatrices semble indissociable du collage et de la recherche en biomatériaux. Ainsi, seul le collage avec un composite sans potentiel adhésif permet une adhésion chimique et micromécanique suffisante pour des restaurations conservatrices. Cependant les vitrocéramiques aujourd'hui les plus utilisées, malgré leur fort potentiel de collage, ont montré des résultats peu satisfaisants pour des bridges sur restaurations partielles. Un biomatériau esthétique ayant un fort potentiel adhésif et une résistance mécanique haute serait idéal, mais aujourd'hui aucun matériau commercialisé ne regroupe tous ces critères.

L'adhésion de la vitrocéramique sur émail conditionne la résistance mécanique du biomatériau. Il est donc nécessaire de conserver l'émail dentaire lors de la préparation des piliers afin de maximiser les propriétés mécaniques de la restauration. L'utilisation d'overlays comme piliers prothétiques facilite cette obtention.

L'utilisation de restaurations partielles dans la conception de bridges postérieurs en vitrocéramique, n'est aujourd'hui pas concluante. Mais ce type de restaurations offre une piste de recherche très intéressante pour les années à venir, afin de s'inclure dans le gradient thérapeutique, et de continuer à exercer une dentisterie conservatrice et préserver la longévité de l'organe dentaire.

le Président du jury
R. F. Diabek

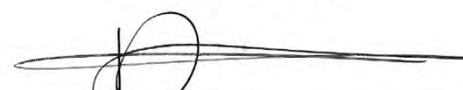

Directeur de thèse


TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1. Exemple de préparation d'un inlay occluso-mésio-distal (gauche) et résultat après collage (droite). (Dr Romain Ducassé).....	15
Figure 2. Principes de préparation des inlays (les principes i et j ne s'appliquant que pour les onlays). (8)	17
Figure 3. Exemple d'onlay disto-lingual, avant et après collage. (Dr Romain Ducassé)	17
Figure 4. Exemple de préparation d'un overlay (gauche) et résultat après collage (droite). (Dr Romain Ducassé)	18
Figure 5. Exemple de préparation pour veneerlays (gauche) et de pièce prothétique avant collage (droite). (Dr Romain Ducassé).....	20
Figure 6. Exemple de préparation d'une couronne périphérique antérieure (gauche) et de couronne après collage (droite). (Dr Romain Ducassé).....	21
Figure 7. Courbe de survie comparant le type de restauration selon le matériau (ici e.max [®] CAD). (Belli & al. 2016)	23
Figure 8. Lingotins d'E.max [®] pour technique de pressée. (Ivoclar Vivadent)	26
Figure 9. Microstructure de l'IPS E.max Press. (Ivoclar Vivadent - Scientific documentation)	27
Figure 10. Restaurations en sortie de démoulage, avec leurs tiges de coulées. (Ivoclar - Vivadent).....	27
Figure 11. Blocs d'E.max [®] CAD (Ivoclar Vivadent)	28
Figure 12. Microstructure de l'E.max [®] CAD cristallisé. (Ivoclar Vivadent – Scientific documentation)	29
Figure 13. Bloc d'E.max [®] CAD après usinage (Ivoclar Vivadent)	29
Figure 14. Comparaison de la résistance à la fracture de céramiques collées à de l'émail (symboles pleins) par rapport à des céramiques collées à de la dentine (symboles creux). (Ma & al. 2013)	34

Figure 15. Distribution de la contrainte principale maximal(σ_{max}) sous une charge de 350N pour des bridges en E.max [®] Press. (Heintze & al. 2018).....	37
Figure 16. Répartition des contraintes de traction sur des bridges en E.max [®] Press stratifiée, sous une charge de 100 N. (Zheng & al. 2012).....	37
Figure 17. Pourcentage de fractures de bridges en E.max [®] Press en fonction du nombre de cycles dans un simulateur de mastication, pour différentes charges. (Heintze & al. 2018)	39
Figure 18. Formes des connectiques étudiées par Plengsombut & al. (2009)	40
Figure 19. Quatre formes différentes d'embrasures occlusales et gingivales pour l'étude de Oh & Anusavice. Les groupes I et III ont démontré une supériorité aux groupes II et IV, mais sans différence significative en fonction de l'embrasure occlusale. (Oh & Anusavice, 2002)	41
Figure 20. Exemple de bridges sur couronne périphérique en E.max [®] Press. (A) après scellement (B) après une période d'observation de 50 mois. (Wolfart & al. 2005)	44
Figure 21. Bridge en E.max [®] Press chez un patient avec une force occlusale élevée (1 031 N) lors de la mise en place (gauche) et 16,5 mois après, avec une fracture de la connectique distale, suivie quelques jours après par celle de la connectique mésiale. (Esquivel-Upshaw & al. 2008).....	44
Figure 22. Exemple d'échec avec fracture initiée au niveau de l'embrasure gingivale de la connectique distale, après 79 mois. (Wolfart & al. 2005).....	45
Figure 23. Taux de survie et taux de succès des bridges postérieurs en E.max [®] Press retenus par couronne. (Kern & al. 2019).....	46
Figure 24. Microstructure et illustration schématique des grains de l'Y-TZP Zir [®] CAD. (Ivoclar Vivadent - Documentation Scientifique)	47
Figure 25. Répartition de la contrainte maximale pour des bridges sur inlays en zircone monolithique. (Thompson et al. 2011).....	48

Figure 26. Mise en avant de la répartition des contraintes pour des bridges sur inlays zircone, avec la contrainte de traction maximale au niveau de l'embrasure gingivale des connectiques. (Magne & al. 2002)	48
Figure 27. (a) zones de fractures présumées en fonction de la contrainte principale maximale (b) zones de fractures présumées selon les critères de Von Mises. (Thompson et al. 2012)	49
Figure 28. Contraintes inter-faciales de bridges sur inlays. La zircone (trait noir gras) montre des contraintes plus importantes que des matériaux moins résistants. (Magne & al. 2002)	49
Figure 29. Force d'initiation des fissures en fonction de la zone d'application de la charge pour des bridges sur inlays en zircone partiellement frittée. (Zhang & al. 2016)	50
Figure 30. Exemple de fracture d'un bridge sur inlays en zircone stratifiée. La couche de stratification a cédé en premier, suivie par l'armature. (Wolfart et al. 2007)	52
Figure 31. Exemple de préparation (gauche) et de bridges sur inlays en zircone monolithique, pour le remplacement d'une première molaire maxillaire (droite). (Case report, Bömicke & al. 2017)	54
Figure 32. Exemple de remplacement d'une molaire maxillaire par bridge sur inlays en zircone stratifiée (à gauche préparation des dents piliers, à droite prothèse en place). (Ohlmann & al. 2008)	54
Figure 33. Exemple d'échec par fracture de l'armature, à la suite du décollement du pilier mésial. (Ohlmann & al. 2008)	55
Figure 34. Taux de survie des bridges sur inlays en zircone stratifiée (Rathmann & al. 2017)	55
Figure 35. Répartition des contraintes pour des bridges sur inlays en E.max [®] Press avec une connectique de 16 mm ² (A) et 9 mm ² (B). (Lakshmi & al. 2015)	57
Figure 36. Bridges sur inlays en E.max [®] Press étudiés par Wolfart & al. (2007)	58
Figure 37. Exemple de fracture de bridges sur inlays en E.max [®] Press sous charge statique (A) et dynamique à 600 N (B). (Wolfart & al. 2007)	58

Figure 38. Bridges sur inlays en remplacement d'une deuxième prémolaire (A). Pièce prothétique juste après le collage (B) et après 96 mois d'observation (C). (Harder & al. 2010) 59

Figure 39. Exemple d'échec d'un bridge sur inlays en E.max[®]Press avec fracture du pilier distal (entre la zone proximale et occlusale de l'inlay) alors que le pilier mésial a pu être laissé en place. (Harder & al. 2010)..... 60

Figure 40. Exemple de bridge sur overlays avant collage. (Dr Romain Ducassé) 67

Tableau 1. Différents types de préparation pour overlay des faces vestibulaires et linguales (ou palatines). (4,7)	19
Tableau 2. Différents types de préparations proximales pour overlays. (4,7)	20
Tableau 3. Principales causes d'échec des restaurations postérieures indirectes céramiques. (Vagropoulou & al 2017)	22
Tableau 4. Cahier des charges des biomatériaux de restauration indirecte.	24
Tableau 5. Classification des différentes céramiques utilisées en odontologie restauratrice, selon leur microstructure.....	25
Tableau 6. Composition standard E.max [®] Press. (Ivoclar Vivadent – Scientific documentation)	26
Tableau 7. Composition standard E.max [®] CAD (Ivoclar Vivadent - Documentation Scientifique)	28
Tableau 8. Comparaison de la conductivité thermique de l'E.max [®] CAD et l'E.max [®] Press à celles des tissus dentaires (émail et dentine).	30
Tableau 9. Comparaison du Coefficient d'expansion thermique de l'E.max [®] CAD et l'E.max [®] Press à celles des tissus dentaires (émail et dentine).....	30
Tableau 10. Comparaison de la résistance en flexion de l'E.max [®] CAD et l'E.max [®] Press à celles des tissus dentaires (émail et dentine).	31
Tableau 11. Comparaison de la ténacité de l'E.max [®] CAD et l'E.max [®] Press à celles des tissus dentaires (émail et dentine).....	31
Tableau 12. Comparaison du module d'élasticité de l'E.max [®] CAD et l'E.max [®] Press à celles des tissus dentaires (émail et dentine).	32
Tableau 13. Comparaison de la dureté Vickers de l'E.max [®] CAD (cristallisé) et l'E.max [®] Press à celles des tissus dentaires (émail et dentine).....	33
Tableau 14. Comparaison de la solubilité chimique de l'E.max [®] CAD et l'E.max [®] Press.	33
Tableau 15. Tableau récapitulatif des propriétés physiques, mécaniques et chimiques de l'E.max [®] CAD et l'E.max [®] Press en comparaison aux tissus dentaires.....	35

Tableau 16. Paramètres des différentes études in-vitro sur les prothèses plurales retenues par couronnes périphériques, en vitrocéramique E.max [®]	42
Tableau 17. Critères de sélection des patients dans les études in-vivo de Wolfart & al et Esquivel-Upshaw & al.....	43
Tableau 18. Détails des dimensions des connectiques des bridges et valeurs des forces masticatoires maximales. (Esquivel-Upshaw & al. 2008).....	45
Tableau 19. Comparaison de la résistance à la fracture de bridges sur inlays en zircone monolithique et stratifiée. (Bömicke & al. 2018).....	51
Tableau 20. Paramètres des différentes études in-vitro sur les bridges sur inlays, en zircone.	53
Tableau 21. Comparaison des taux de succès et de survie retrouvés in-vivo, pour des bridges sur inlays zircone, en secteur postérieur.	56
Tableau 22. Paramètres du test in-vitro de Wolfart et al. sur des prothèses plurales retenues par inlay (2017)	57
Tableau 23. Taux de survie des bridges sur inlays, en E.max [®] Press. (Wolfart, Harder et Becker)	59
Tableau 24. Tableau récapitulatif des études in-vivo sur les bridges en E.max sur couronnes et sur inlays.	61
Tableau 25. Critères de sélection des patients pour l'étude in-vivo de bridges collés sur overlays.	66

BIBLIOGRAPHIE

1. Robert J, Campbell D. Ceramics in dentistry: Historical roots and current. 1996 ;75(1):15.
2. Zielinski Anthony. Les restaurations adhésives en céramique du secteur postérieur ; vers une prothèse plus conservatrice. 2009.
3. Buonocore MG. A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces. J Dent Res. déc 1955;34(6):849-53.
4. Ferraris F. Posterior indirect adhesive restorations (PIAR): preparation protocol and adhesthetics clinical protocol. Int J Esthet Dent. 2017;12(4):482-502.
5. Morimoto S, Rebello de Sampaio FBW, Braga MM, Sesma N, Özcan M. Survival Rate of Resin and Ceramic Inlays, Onlays, and Overlays: A Systematic Review and Meta-analysis. J Dent Res. août 2016;95(9):985-94.
6. Haute Autorité de Santé. Reconstitution d'une dent par matériau incrusté (inlay-onlay). 2009.
7. Veneziani M. Posterior indirect adhesive restorations: updated indications and the Morphology Driven Preparation Technique. Clin Res. 2017 ;12(2):28.
8. R. Zunzarren, E. D'Incau. Evolution des formes de préparation pour inlays/onlays postérieurs à la mandibule. Réal Clin. 2015; 25:10.
9. Didier Dietschi, Robertp Spreafico. Adhesive metal-free restorations: current concepts for the esthetic treatment of posterior teeth. 1997. (Quintessence pub.).
10. Olivier Etienne, Anckenmann L. Restaurations esthétiques en céramique collée. Editions CdP. 2016. (JPIO).
11. Tribst JPM, Dal Piva AM de O, Penteado MM, Borges ALS, Bottino MA. Influence of ceramic material, thickness of restoration and cement layer on stress distribution of occlusal veneers. Braz Oral Res. 29 nov 2018 ;32(0).
12. Toledano C. L'overlay : le successeur de la couronne périphérique. Inf Dent. 2016;(35):22-9.
13. Vagropoulou GI, Klifopoulou GL, Vlahou SG, Hirayama H, Michalakis K. Complications and survival rates of inlays and onlays vs complete coverage restorations: A systematic review and analysis of studies. J Oral Rehabil. nov 2018;45(11):903-20.
14. Belli R, Petschelt A, Hofner B, Hajto J. Fracture rates and lifetime estimations of CAD/CAM all-ceramic restorations. J Dent Res. 2016;95(1):67-73.
15. Babu PJ, Alla RK, Alluri VR, Datla SR, Konakanchi A. Dental Ceramics: Part I –

- An Overview of Composition, Structure and Properties. *Am J Mater Eng Technol.* 2015;
16. Ivoclar Vivadent. IPS E.max Press Scientific Documentation. 2011.
 17. Ivoclar Vivadent. IPS E.max CAD Scientific documentation. 2011.
 18. Ivoclar Vivadent. IPS E.max Press : la céramique de pressée originale au disilicate de lithium. 2019.
 19. Ivoclar Vivadent. E.maxPress - Mode d'emploi. 2009.
 20. Lien W, Roberts HW, Platt JA, Vandewalle KS, Hill TJ, Chu T-MG. Microstructural evolution and physical behavior of a lithium disilicate glass–ceramic. *Dent Mater.* Août 2015;31(8):928-40.
 21. Poujade JM, Zerbib C, Serre D. *Ceramiques dentaires.* Elsevier; 2004.
 22. Mounajjed R, M. Layton D, Azar B. The marginal fit of E.max Press and E.max CAD lithium disilicate restorations: A critical review. *Dent Mater J.* 2016;35(6):835-44.
 23. Alkadi LT. IPS E.max CAD and IPS E.max Press: Fracture Mechanics Characterization. [Vancouver]: British Columbia; 2010.
 24. Trindade FZ, Valandro LF, de Jager N, Bottino MA, Kleverlaan CJ. Elastic Properties of Lithium Disilicate Versus Feldspathic Inlays: Effect on the Bonding by 3D Finite Element Analysis: Effect of Elastic Properties of Inlays on Bonding. *J Prosthodont.* oct 2018;27(8):741-7.
 25. Zandparsa R, El Huni RM, Hirayama H, Johnson MI. Effect of different dental ceramic systems on the wear of human enamel: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* févr 2016;115(2):230-7.
 26. Lim M-J, Lee K-W. Effect of adhesive luting on the fracture resistance of zirconia compared to that of composite resin and lithium disilicate glass ceramic. *Restor Dent Endod.* 2017;42(1):1.
 27. Ma L, Guess PC, Zhang Y. Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: Finite element and theoretical analyses. *Dent Mater.* juill 2013;29(7):742-51.
 28. Gresnigt MMM, Özcan M, Carvalho M, Lazari P, Cune MS, Razavi P, et al. Effect of luting agent on the load to failure and accelerated-fatigue resistance of lithium disilicate laminate veneers. *Dent Mater.* déc 2017;33(12):1392-401.
 29. Tribst JPM, Dal Piva AMO, de Melo RM, Borges ALS, Bottino MA, Özcan M. Short communication: Influence of restorative material and cement on the stress distribution of posterior resin-bonded fixed dental prostheses: 3D finite element analysis. *J Mech Behav Biomed Mater.* août 2019; 96:279-84.

30. Brackett MG, Lockwood PE, Messer RLW, Lewis JB, Bouillaguet S, Wataha JC. In vitro cytotoxic response to lithium disilicate dental ceramics. *Dent Mater.* avr 2008;24(4):450-6.
31. Rizo-Gorrita, Herráez-Galindo, Torres-Lagares, Serrera-Figallo, Gutiérrez-Pérez. Biocompatibility of Polymer and Ceramic CAD/CAM Materials with Human Gingival Fibroblasts (HGFs). *Polymers.* 3 sept 2019;11(9):1446.
32. Kern M, Sasse M, Wolfart S. Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *J Am Dent Assoc.* Mars 2012;143(3):234-40.
33. Yoshida T, Kurosaki Y, Mine A, Kimura-Ono A, Mino T, Osaka S, et al. Fifteen-year survival of resin-bonded vs full-coverage fixed dental prostheses. *J Prosthodont Res.* juill 2019;63(3):374-82.
34. Ivoclar Vivadent. Tout-céramique : Guide de préparation au cabinet dentaire.
35. Heintze SD, Monreal D, Reinhardt M, Eser A, Peschke A, Reinshagen J, et al. Fatigue resistance of all-ceramic fixed partial dentures – Fatigue tests and finite element analysis. *Dent Mater.* mars 2018;34(3):494-507.
36. Zheng Z, Lin J, Shinya A, Matinlinna JP, Botelho MG, Shinya A. Finite element analysis to compare stress distribution of gold alloy, lithium-disilicate reinforced glass ceramic and zirconia based fixed partial denture. *J Investig Clin Dent.* nov 2012;3(4):291-7.
37. Nawafleh N, Hatamleh M, Elshiyab S, Mack F. Lithium Disilicate Restorations Fatigue Testing Parameters: A Systematic Review: Lithium Disilicate Fatigue Testing Parameters. *J Prosthodont.* févr 2016;25(2):116-26.
38. Heintze SD, Cavalleri A, Zellweger G, Büchler A, Zappini G. Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. *Dent Mater.* oct 2008;24(10):1352-61.
39. Le Gall M-G, Lauret J-F. La fonction occlusale : implications cliniques. 3ème édition entièrement revue et mise à jour. Editions CdP. 2011. 304 p. (JPIO).
40. Zimmermann M, Ender A, Attin T, Mehl A. Fracture load of three-unit full-contour fixed dental prostheses fabricated with subtractive and additive CAD/CAM technology. *Clin Oral Investig.* 8 juill 2019;
41. Wimmer T, Erdelt K-J, Eichberger M, Roos M, Edelhoff D, Stawarczyk B. Influence of abutment model materials on the fracture loads of three-unit fixed dental prostheses. *Dent Mater J.* 2014;33(6):717-24.
42. Scherrer S. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures

with different elastic moduli. *Int J Prosthodont.* 1993;6(5):462-7.

43. Schultheis S, Strub JR, Gerds TA, Guess PC. Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium–disilicate versus metal–ceramic fixed dental prostheses: Comparison of fracture loads and failure modes after fatigue. *Clin Oral Investig.* juin 2013;17(5):1407-13.
44. Lakshmi RD, Abraham A, Sekar V, Hariharan A. Influence of connector dimensions on the stress distribution of monolithic zirconia and lithium-di-silicate inlay retained fixed dental prostheses – A 3D finite element analysis. *Tanta Dent J.* mars 2015;12(1):56-64.
45. Plengsombut K, Brewer JD, Monaco EA, Davis EL. Effect of two connector designs on the fracture resistance of all-ceramic core materials for fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent.* mars 2009;101(3):166-73.
46. Oh W, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* mai 2002;87(5):536-42.
47. Körber K, Ludwig K. The maximum biting force as a critical factor for fixed partial dentures. 1983.
48. Geis-Gerstorfer J, Fäßler P. Evaluation of the endurance limit for fatigue cycling of dental ceramics. 1999.
49. Wolfart S, Ludwig K, Uphaus A, Kern M. Fracture strength of all-ceramic posterior inlay-retained fixed partial dentures. *Dent Mater.* déc 2007;23(12):1513-20.
50. Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Fracture Load of CAD/CAM- Generated Slot-Inlay FPDs. *Int J Prosthodont.* 2003;16(6):653-60.
51. Wolfart S, Kern M, Bohlsen F. A Preliminary Prospective Evaluation of All-Ceramic Crown- Retained and Inlay-Retained Fixed Partial Dentures. *Int J Prosthodont.* 2005;18(6):497-505.
52. Esquivel-Upshaw JF, Young H, Jones J, Yang M, Anusavice KJ. Four-year clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2008;21(2):155-60.
53. Wolfart S, Eschbach S, Scherrer S, Kern M. Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass–ceramic fixed dental prostheses: Up to 8 years results. *Dent Mater.* sept 2009;25(9):e63-71.
54. Kern M, Wolfart S, Becker MEE, Anne Garling. Fifteen-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *J Dent.* août 2019;103:178.
55. Castillo-Oyagüe R, Sancho-Esper R, Lynch CD, Suárez-García M-J. All-ceramic inlay-retained fixed dental prostheses for replacing posterior missing teeth: A systematic

review. *J Prosthodont Res.* janv 2018;62(1):10-23.

56. Edelhoff D. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2002;22(3):241-9.

57. Waldecker M, Rues S, Rammelsberg P, Bömicke W. Validation of in-vitro tests of zirconia-ceramic inlay-retained fixed partial dentures: A finite element analysis. *Dent Mater.* mars 2019;35(3): e53-62.

58. Thompson M, Field C, Swain M. The all-ceramic, inlay supported fixed partial denture. Part 2. Fixed partial denture design: a finite element analysis: All-ceramic inlay supported FPD: a finite element analysis. *Aust Dent J.* sept 2011;56(3):302-11.

59. Magne P, Perakis N, Belser UC, Krejci I. Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: A finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. *J Prosthet Dent.* mai 2002;87(5):516-28.

60. Thompson M, Field C, Swain M. The all-ceramic, inlay supported fixed partial denture. Part 3. Experimental approach for validating the finite element analysis: Experimental approach to validate FEA. *Aust Dent J.* mars 2012;57(1):23-30.

61. Zhang Z, Thompson M, Field C, Li W, Li Q, Swain MV. Fracture behavior of inlay and onlay fixed partial dentures – An in-vitro experimental and XFEM modeling study. *J Mech Behav Biomed Mater.* juin 2016; 59:279-90.

62. Puschmann D, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Load-bearing capacity of all-ceramic posterior inlay-retained fixed dental prostheses. *Eur J Oral Sci.* juin 2009;117(3):312-8.

63. Bömicke W, Waldecker M, Krisam J, Rammelsberg P, Rues S. In vitro comparison of the load-bearing capacity of ceramic and metal-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses in the posterior region. *J Prosthet Dent.* janv 2018;119(1):89-96.

64. Kılıçarslan MA, Sema Kedici P, Cenker Küçükeşmen H, Uludağ BC. In vitro fracture resistance of posterior metal-ceramic and all-ceramic inlay-retained resin-bonded fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* oct 2004;92(4):365-70.

65. Mohsen CA. Fracture Resistance of Three Ceramic Inlay-Retained Fixed Partial Denture Designs. An In Vitro Comparative Study: Fracture Resistance of CIRFPD Designs. *J Prosthodont.* 18 juin 2010;19(7):531-5.

66. Ohlmann B, Gabbert O, Schmitter M, Gilde H, Rammelsberg P. Fracture resistance of the veneering on inlay-retained zirconia ceramic fixed partial dentures. *Acta Odontol Scand.* janv 2005;63(6):335-42.

67. Sarıdag S, Ozyesil AG, Pekkan G. Fracture strength and bending of all-ceramic and fiber-reinforced composites in inlay-retained fixed partial dentures. *J Dent Sci.* juin

2012;7(2):159-64.

68. Ohlmann B, Rammelsberg P, Schmitter M, Schwarz S, Gabbert O. All-ceramic inlay-retained fixed partial dentures: Preliminary results from a clinical study. *J Dent.* sept 2008;36(9):692-6.

69. Abou Tara M, Eschbach S, Wolfart S, Kern M. Zirconia ceramic inlay-retained fixed dental prostheses – first clinical results with a new design. *J Dent.* mars 2011;39(3):208-11.

70. Chaar MS, Kern M. Five-year clinical outcome of posterior zirconia ceramic inlay retained FDPs with a modified design. *J Dent.* déc 2015;43(12):1411-5.

71. Augusti D, Augusti G, Borgonovo A, Amato M, Re D. Inlay-Retained Fixed Dental Prosthesis: A Clinical Option Using Monolithic Zirconia. *Case Rep Dent.* 2014; 2014:1-7.

72. Bömicke W, Karl J, Rammelsberg P. Minimally invasive prosthetic restoration of posterior tooth loss with resin-bonded, wing-retained, and inlay-retained fixed dental prostheses fabricated from monolithic zirconia: A clinical report of two patients. *J Prosthet Dent.* avr 2017;117(4):459-62.

73. Monaco C, Cardelli P, Özcan M. Inlay-retained zirconia fixed dental prostheses: modified designs for a completely adhesive approach. *J Can Dent Assoc.* 2011;77(b86).

74. Rathmann F, Bömicke W, Rammelsberg P, Ohlmann B. Veneered zirconia inlay-retained fixed dental prostheses: 10-Year results from a prospective clinical study. *J Dent.* sept 2017; 64:68-72.

75. Harder S, Wolfart S, Eschbach S, Kern M. Eight-year outcome of posterior inlay-retained all-ceramic fixed dental prostheses. *J Dent.* nov 2010;38(11):875-81.

76. Becker M, Chaar MS, Garling A, Kern M. Fifteen-year outcome of posterior all-ceramic inlay-retained fixed dental prostheses. *J Dent.* oct 2019; 89:103174.

LES RESTAURATIONS INDIRECTES PARTIELLES EN VITROCERAMIQUE DANS
LA CONCEPTION DES BRIDGES EN SECTEUR POSTERIEUR.

RESUME : Le développement des biomatériaux et du collage permet aujourd'hui la pratique d'une dentisterie conservatrice et biomimétique. L'utilisation de ces avancées en restaurations plurales fixes donne naissance à des bridges sur restaurations partielles en vitrocéramique. Certains auteurs se sont donc intéressés à des bridges en vitrocéramique sur inlays pour la réhabilitation des édentements unitaires postérieurs. L'utilisation de piliers overlays est aujourd'hui une piste de recherche pour des restaurations postérieures conservatrices.

TITLE: Partial indirect restorations made with glass-ceramic in the design of fixed partial dentures in the posterior area.

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : Chirurgie dentaire

MOTS-CLES : Vitrocéramique, restaurations indirectes partielles, bridges, inlays, onlays, overlays, postérieur, édentement unitaire, restaurations plurales, bridges collés, bridges sur inlays, bridges sur onlays, bridges sur overlays, disilicate de lithium.

INTITULE ET ADRESSE DE L'UFR OU DU LABORATOIRE :

Université Toulouse III-Paul Sabatier
Faculté de chirurgie dentaire
3 chemin des Maraîchers
31062 Toulouse Cedex

Directeur de thèse : Dr Romain DUCASSE