



HAL
open science

Les bridges à ancrages partiels en oxyde de zirconium : une option pour le traitement des édentements postérieurs de faible étendue ? Revue critique de la littérature

Éva Bisette

► To cite this version:

Éva Bisette. Les bridges à ancrages partiels en oxyde de zirconium : une option pour le traitement des édentements postérieurs de faible étendue ? Revue critique de la littérature. Sciences du Vivant [q-bio]. 2021. dumas-03463055

HAL Id: dumas-03463055

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03463055v1>

Submitted on 2 Dec 2021

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

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



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0
International License

FACULTÉ DE SANTÉ

UFR D'ODONTOLOGIE

5, Rue Garancière 75006 PARIS

Année

N°

**THÈSE pour le DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR
en CHIRURGIE DENTAIRE**

présentée et soutenue publiquement le 25 juin 2021

par **Eva BISSETTE**

**LES BRIDGES A ANCRAGES PARTIELS EN OXYDE DE ZIRCONIUM : UNE OPTION
POUR LE TRAITEMENT DES EDENTEMENTS POSTERIEURS DE FAIBLE
ETENDUE ? REVUE CRITIQUE DE LA LITTERATURE**

Dirigée par M. le Professeur Bruno TAVERNIER

JURY

M. le Professeur Bruno TAVERNIER	Président
Mme la Docteure Hélène CITTERIO	Assesseur
Mme la Docteure Amélie COUDERT	Assesseur
M. le Docteur Stéphane ESCURE	Assesseur
M. le Docteur Didier MAURICE	Assesseur
Mme la Docteure Catherine MESGOUEZ	Assesseur
M. le Docteur Pierre MOULIN	Assesseur

UNIVERSITÉ DE PARIS

Présidente de l'Université :

Mme la Professeure Christine CLERICI

Doyenne de l'U.F.R. d'Odontologie Garancière :

Mme la Professeure Ariane BERDAL

Directrice Générale des Services :

Madame Pascale SAINT-CYR

JURY

M. le Professeur Bruno TAVERNIER

Président

Mme la Docteure Hélène CITTERIO

Assesseur

Mme la Docteure Amélie COUDERT

Assesseur

M. le Docteur Stéphane ESCURE

Assesseur

M. le Docteur Didier MAURICE

Assesseur

Mme la Docteure Catherine MESGOUEZ

Assesseur

M. le Docteur Pierre MOULIN

Assesseur

M. le Professeur Bruno TAVERNIER

Docteur en Chirurgie Dentaire

Diplôme de Doctorat

Habilitation à diriger des recherches

Professeur des Universités - Praticien
Hospitalier

Pour l'honneur que vous me faites de présider le jury de cette thèse et pour la confiance que vous m'avez accordée en acceptant sa direction, pour votre soutien et votre bienveillance mais aussi pour toutes les connaissances que j'ai pu acquérir au fil de mon cursus à vos côtés, veuillez trouver ici l'expression de ma plus haute considération et de ma plus sincère reconnaissance.

Mme la Docteure Hélène CITTERIO

Docteur en Chirurgie Dentaire

Diplôme de Doctorat

Maître de Conférences des Universités -
Praticien Hospitalier

Pour l'honneur que vous me faite de siéger au jury de cette thèse, veuillez trouver ici l'expression de ma profonde gratitude.

Madame Amélie COUDERT

Docteur en Biologie

Habilitation à Diriger des Recherches

Maître de Conférences des Universités

Pour l'honneur que vous me faite de siéger au jury de cette thèse, veuillez trouver ici l'expression de ma profonde gratitude.

M. le Docteur Stéphane ESCURE

Docteur en Chirurgie Dentaire

Maître de Conférences des Universités -
Praticien Hospitalier

Pour l'honneur que vous me faite de siéger au jury de cette thèse, veuillez trouver ici l'expression de ma profonde gratitude.

M. le Docteur Didier MAURICE

Docteur en Chirurgie Dentaire

Diplôme de Doctorat

Maître de Conférences des Universités -
Praticien Hospitalier

Pour l'honneur que vous me faite de siéger au jury de cette thèse, veuillez trouver ici l'expression de ma profonde gratitude.

Mme la Docteure Catherine MESGOUZ

Docteur en Chirurgie Dentaire

Diplôme de Doctorat

Maître de Conférences des Universités -
Praticien Hospitalier

Pour l'honneur que vous me faites de siéger au jury de cette thèse, pour vos qualités d'enseignant et vos conseils indispensables à mon exercice de praticien, veuillez trouver ici l'expression de ma profonde gratitude.

M. le Docteur Pierre MOULIN

Docteur en Chirurgie Dentaire

Diplôme de Doctorat

Maître de Conférences des Universités -
Praticien Hospitalier

Pour l'honneur que vous me faite de siéger au jury de cette thèse, veuillez trouver ici l'expression de ma profonde gratitude.

Table des matières

Introduction.....	3
1 Historique des bridges à ancrages partiels.....	4
1.1 Bridge inlay-onlay scellé métallique.....	4
1.1.1 Contre-indications du bridge inlay-onlay en métal.....	5
1.1.2 Avantages et inconvénients du bridge inlay-onlay en métal.....	6
1.1.3 Complications du bridge inlay-onlay en métal.....	7
1.1.4 Matériaux.....	8
1.1.5 Critères de préparation du bridge inlay-onlay en métal.....	9
1.2 Bridge métallique collé.....	13
1.2.1 Définition.....	13
1.2.2 Evolution du bridge collé en métal.....	13
2 Bridges à ancrages partiels en céramique.....	16
2.1 Les différentes céramiques.....	16
2.1.1 Classification selon la composition chimique.....	16
2.1.2 Propriétés mécaniques des céramiques.....	17
2.2 La zircone.....	19
2.2.1 Microstructure de la zircone.....	19
2.2.2 Propriétés de la zircone.....	19
2.2.3 Dégradation à basse température (LTD).....	21
2.2.4 Mise en forme de la zircone et Conception Fabrication Assistée par Ordinateur.....	22
2.2.5 Qualités esthétiques de la zircone.....	31
2.2.6 Traitement de surface et assemblage de la zircone.....	35
3 Revue de la littérature.....	37
3.1 Stratégie de recherche.....	37
3.2 Critères de préparation dentaire.....	39
3.3 Assemblage.....	41
3.4 Ajustage.....	45
3.5 Résistance à la fracture.....	46
3.6 Survie, succès, échec et complications.....	50
3.7 Discussion.....	55
4 Illustration avec un cas clinique et sur modèle Kavo.....	56
4.1 Cas clinique.....	56

4.2	Modèle Kavo.....	59
4.2.1	Préparation de bridge sur inlay avec ailettes vestibulaires et linguales	59
4.2.2	Préparation de bridge sur inlay	61
	Conclusion	65

Introduction

Aujourd'hui, en réhabilitation orale prothétique, un principe est clairement posé, c'est celui de l'économie tissulaire dans le traitement des conséquences des maladies carieuses et parodontales (Viennot et al. 2003). En même temps et suivant notre approche culturelle, les soins doivent pouvoir répondre à une exigence esthétique du patient (Viennot et al. 2003) (Bömicke et al. 2017).

Au cours des dernières décennies, le domaine de l'implantologie s'est de plus en plus développé et permet, dans de nombreux cas cliniques, de remplacer une (ou plusieurs) dents absentes sans délabrer les dents adjacentes saines. Néanmoins, l'implantologie, qui fait partie des connaissances médicales actuelles, n'est pas une thérapeutique applicable chez tous les patients. En effet, certains critères peuvent contre-indiquer la pose d'un implant comme certains problèmes de santé, une quantité d'os insuffisante, des moyens financiers limités...(Haute Autorité de Santé 2016)

Ainsi, le bridge conventionnel se révèle être la possibilité thérapeutique couramment employée dans le traitement d'un édentement unitaire postérieur encastré. Néanmoins, une préparation pour couronne implique de retirer de 67,5% à 75,6% de la structure coronaire, ce qui ne répond plus à la tendance actuelle d'économie tissulaire lorsque les dents piliers sont saines (Chaar et Kern 2015). De plus, cela entraîne un risque considérable pour la vitalité pulpaire et une possible lésion irréversible de la pulpe causée par cette préparation invasive (Becker et al. 2019).

C'est dans ce contexte que l'intérêt des bridges à ancrages partiels scellés ou collés se précise. Les techniques de collage et l'utilisation des céramiques ont profondément modifié notre approche thérapeutique restauratrice, modifiant partiellement voire totalement le concept de rétention, qui d'une approche mécanique bascule sur une approche physico-chimique (Oudin Gendrel et al. 2015).

En particulier, lors du traitement des édentements de petite étendue, la technique du bridge collé permet, suivant des indications très strictes, de satisfaire à ce principe d'économie tissulaire. Cependant, cette technique comporte des limites relatives d'une part aux forces d'adhésion et d'autre part à l'esthétique. Ils sont réservés principalement au secteur

antérieur, et surtout à la mandibule, mais sont très limités en postérieur avec des taux d'échecs importants (Pjetursson et al. 2015).

Le bridge à ancrage partiel scellé semble donc être une option thérapeutique intéressante en s'inscrivant toujours dans un principe d'économie tissulaire tout en permettant le remplacement d'une dent absente encastrée dans le secteur postérieur. Ces bridges ne sont pas nouveaux mais ont été laissés de côté par de nombreux praticiens en raison de l'exigence requise au niveau de la préparation dentaire ainsi que des exigences esthétiques grandissantes chez une patientèle souhaitant de plus en plus exclure le métal de son sourire.

L'objectif de cette thèse est d'étudier la possibilité de réaliser des bridges sur inlays/onlays de faible étendue, en oxyde de Zirconium, afin de respecter le principe d'économie tissulaire, et de les reconsidérer au sein des thérapeutiques actuelles pour le remplacement d'une dent absente unitaire postérieure.

1 Historique des bridges à ancrages partiels

1.1 Bridge inlay-onlay scellé métallique

À l'origine, les premières publications françaises faisant référence aux ancrages de bridges par le moyen d'onlays métalliques datent des années 1940 mais ces derniers ont suscité un véritable engouement dès les années 1920 (Viennot et al. 2004). Ils étaient constitués d'alliages métalliques et assemblés par scellement de manière conventionnelle (Chaar et Kern 2015). Les dents piliers étaient partiellement préparées en réalisant une préparation pour inlay ou onlay (Haute Autorité de Santé 2016). L'intégrité de la face vestibulaire était alors conservée (Viennot et al. 2004).

Ces IRFDP¹ ont souvent échoué en raison de caries secondaires fréquentes ou de la perte de leur rétention. Les premières tentatives encourageantes d'utilisation des inlays comme dispositifs de retenue pour les FDP² métal-céramique postérieurs ont été rapportées par Stockholm et Isidor en 1996, en collant des IRFDP par la mise en œuvre de différentes méthodes de traitement des métaux (Chaar et Kern 2015).

¹ IRFDP : inlay-retained fixed dental prostheses = bridge sur inlay

² FDP : fixed partial denture = prothèse partielle fixe

1.1.1 Contre-indications du bridge inlay-onlay en métal

Contre-indications :

- Haut risque carieux (Viennot et al. 2008)
- Occlusion défavorable (Viennot et al. 2008)
- Mauvaise hygiène bucco-dentaire (Viennot et al. 2008)
- Hauteur coronaire insuffisante (Harter et Sarfati 1996)
- Dent dépulpée (Kondracki et al. 2009)
- Pronostic pulpaire défavorable (Harter et Sarfati 1996)
- Volume pulpaire incompatible avec les artifices de rétention (pulpe volumineuse) (Viennot et al. 2008)
- Indice de le Huche défavorable (élevé) (Viennot et al. 2008) (Harter et Sarfati 1996)
- Malposition (axe d'insertion) (Harter et Sarfati 1996) (Viennot et al. 2004)
- Mobilité excessive d'un ou des piliers (Kondracki et al. 2009)
- Dents antérieures (Harter et Sarfati 1996)

1.1.2 Avantages et inconvénients du bridge inlay-onlay en métal

(Kondracki et al. 2009)

Avantages	Inconvénients
<ul style="list-style-type: none">✓ Piliers naturels : propriétés viscoélastiques (amortissement des charges occluso-fonctionnelles et même parafunctionnelles)✓ Préparation des piliers à minima :<ul style="list-style-type: none">-préservation de la vitalité pulpaire-économie tissulaire-préservation d'un choix thérapeutique plus large pour l'avenir✓ Risque minimal de pathogénicité de la prothèse (reconstruction altérant très peu la surface anatomique et les tissus parodontaux)✓ Absence d'incidence sur les conditions occlusales existantes✓ Circonstances très propices au traitement : exploitation dans la préparation des ancrages des petites caries ou obturations existantes sur les dents bordant l'édentement✓ Court délai de réalisation (2-3 séances)✓ Confort de la prothèse fixée✓ Théoriquement, absence de risque infectieux à distance✓ Seule alternative de prothèse fixée (avec le bridge collé) valable dans les cas de contre-indications générales absolues à la chirurgie buccale✓ Très grand recul, longévité particulièrement élevée parmi les reconstructions de prothèse fixée	<ul style="list-style-type: none">✓ Atteinte de l'intégrité du tissu dentinaire dans le cas d'une dent intacte✓ Risque de nécrose pulpaire✓ Légère visibilité directe ou indirecte du métal possible✓ Difficulté et rigueur lors de la réalisation✓ Nécessité d'une expérience solide de la part du praticien et du prothésiste

1.1.3 Complications du bridge inlay-onlay en métal

Pour les onlays moyens d'ancrage de bridge, tous ces risques sont amplifiés, en comparaison avec un simple inlay/onlay, en raison des sollicitations mécaniques plus importantes auxquelles ils sont soumis (Harter et Sarfati 1996).

	CAUSES	REMEDES
Récidive de carie	<ul style="list-style-type: none"> • Insuffisance d'adaptation cervicale • Fragilité des bords d'émail de la cavité • Insuffisance d'hygiène 	<ul style="list-style-type: none"> • Brunissage des bords • Biseautage des bords d'émail • Extension aux sillons • Recouvrement des régions inaccessibles au nettoyage
Descellement	<ul style="list-style-type: none"> • Hauteur insuffisante de la cavité • Dépouille trop importante • Déformation du métal 	<ul style="list-style-type: none"> • Hauteur suffisante de la cavité • Raccordement des parois à angles vifs • Éléments de rétention complémentaire : rainures, puits dentinaires • Résistance structurale : or dur de type III • Prise en considération des contraintes occlusales qui tendent à déloger l'inlay
Fracture de la dent	<ul style="list-style-type: none"> • Epaisseur des parois trop minces • Contraintes occlusales excessives 	<ul style="list-style-type: none"> • Diminuer la hauteur des parois trop minces • Observer la direction et l'importance des contraintes occlusales • Recouvrement cuspidien ou réaménagement des contraintes occlusales (coronoplastie antagoniste si égression)
Complications endodontiques	<p>Pour les onlays moyens d'ancrage de bridge, le risque est augmenté par la multiplication des éléments de rétention-stabilisation et l'axe commun d'insertion.</p>	
	<ul style="list-style-type: none"> • Pronostic initial défavorable • Proximité pulpaire • Trop gros volume de l'inlay 	<ul style="list-style-type: none"> • Appréciation tridimensionnelle de l'anatomie pulpaire

1.1.4 Matériaux

L'alliage doit présenter une résistance mécanique élevée (supérieure à 200 HV), être rigide et de faible élasticité. Ces propriétés permettent d'éviter une déformation des ancrages ou une fracture de l'extension au cours de la mastication (Kondracki et al. 2009).

L'armature du bridge peut être soit :

En alliage précieux : à base d'or associé à d'autres métaux (palladium, platine, rhodium, iridium...) (Déjou 2009). Ces alliages précieux ont un pourcentage plus ou moins élevé de métaux nobles (Haute Autorité de Santé 2016).

Avantages :

- ✓ Bonnes propriétés mécaniques : résistance à la corrosion (Haute Autorité de Santé 2016)
- ✓ Biocompatibles (Haute Autorité de Santé 2016), (Kondracki et al. 2009)
- ✓ Ductiles : s'adaptent aux contraintes occlusales (Haute Autorité de Santé 2016)
- ✓ Très bonnes qualités de mise en œuvre au laboratoire (Viennot et al. 2004)
- ✓ Précision d'adaptation (Viennot et al. 2004)
- ✓ Propriétés mécaniques de rigidité répondant aux exigences mécaniques de la travée (Viennot et al. 2004)
- ✓ Aptitude à l'allongement permettant le brunissage des bords (Viennot et al. 2004)

En alliages non précieux : surtout à base de cobalt-chrome ou de nickel-chrome (Haute Autorité de Santé 2016).

Avantages : (Haute Autorité de Santé 2016)

- ✓ Résistance à la corrosion
- ✓ Rigidité
- ✓ Dureté
- ✓ Faible coût économique

Types d'alliages	Limite d'élasticité (MPa)	Limite de rupture (MPa)	Module d'élasticité (GPa)	Dureté (Vickers)
Ni-Cr	255-730	400-1000	150-210	210-380
Co-Cr-Mo	460-640	520-820	145-220	330-465
Alliages dentaires précieux à couler				
Type 1 ADA (ISO 1562)	140	221	80	40-90
Type 2 ADA (ISO 1562)	225-290	379	90-100	90-145
Type 3 ADA (ISO 1562)	255-690	421-457	90-100	120-240
Alliages dentaires précieux à couler (type 4 ADA)				
Base Au (ISO 1562)	600-700	700-740	95-100	250-280
Base Au (ISO 8891)	500-800	520-780	95	210-300
Base Au-Ag (ISO 8891)	430-530	700-820	95-100	170-230
Base Ag (ISO 8891)	450	500	100	190-210
Alliages dentaires précieux pour restaurations céramo-métalliques				
Base Au (ISO 9693)	300-500	450-630	100	160-210
Base Au-Pd (ISO 9693)	430-650	730-770	115-125	200-250
Base Pd (ISO 9693)	525-725	800-940	120	260-330

Propriétés mécaniques des alliages dentaires (Déjou 2009)

La partie cosmétique de l'élément intermédiaire peut être soit en polymère soit en céramique (Haute Autorité de Santé 2016).

1.1.5 Critères de préparation du bridge inlay-onlay en métal

Les bridges à ancrages partiels postérieurs en métal noble sont scellés, ils doivent ainsi répondre à des facteurs mécaniques et cliniques combinés. Le domaine des indications de ce type de bridge est restreint à quelques cas bien définis car les facteurs mécaniques à prendre en compte doivent être scrupuleusement respectés (Harter et Sarfati 1996). L'onlay métallique n'a pas comme objectif de reproduire avec exactitude les préparations particulières, décrites par de nombreux auteurs, mais d'élaborer une forme de contour

spécifique au cas clinique, en limitant les difficultés, afin d'éviter la réalisation de préparations « acrobatiques » (Viennot et al. 2004).

La forme de contour est conditionnée par (Viennot et al. 2004):

- ✓ Le délabrement carieux,
- ✓ Le volume de l'ancienne obturation,
- ✓ L'élaboration de principes de rétention équivalents pour chaque pilier,
- ✓ La résistance structurale nécessaire de la pièce coulée pour éviter sa déformation source de descellement ou d'infiltration carieuse secondaire,
- ✓ La réalisation d'une ligne de finition biseautée et supra-gingivale aussi souvent que possible. Elle autorise une bonne visibilité et un accès au brunissage et au brossage. Dans le cas des alliages d'or, cette situation permet également de brunir la limite périphérique, ce qui améliore encore les qualités du joint dento-prothétique, pourtant déjà très adapté en l'absence de brunissage ($64 \pm 18 \mu\text{m}$ selon l'étude clinique de Wolf et al. concernant le joint d'inlays/onlays en or).

1.1.5.1 Facteurs mécaniques

Les facteurs mécaniques doivent répondre aux critères de rétention et de stabilisation. Le bras de levier, que constitue la travée du bridge, augmente de façon importante les contraintes développées (par rapport à un onlay unitaire) (Harter et Sarfati 1996). Il convient donc de privilégier la réalisation d'un onlay plus recouvrant, rétentif et stable (Viennot et al. 2004).

Rétention	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Faible dépouille (pas plus de 10° (Viennot et al. 2004)) ✓ Opposition des parois ✓ Hauteur des parois ✓ Ceinturage : sur plus de 180° autour de la dent pilier (Viennot et al. 2004) ✓ Eléments tels que les tenons dentinaires ✓ Cannelures : réalisées en opposition, elles sont très économes en tissu dentaire pour un effet rétentif maximal (pour les préparations moins recouvrantes). Elles prennent la forme de cannelures axiales hémicylindriques, réalisées sur les faces proximales (fraises tronconiques à grain fin de 1,2 mm de diamètre) en un seul passage selon l'axe d'insertion choisi. Puis, elles sont réunies par une rainure occlusale en forme de dièdre qui suit la concavité de la face vestibulaire (Viennot et al. 2004).
Stabilisation	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Ceinturage : sur plus de 180° autour de la dent pilier (Viennot et al. 2004) ✓ Fonds plats se raccordant à angle vif avec les parois axiales ✓ Boîtes ✓ Rainures, tenons dentinaires peu profonds ✓ Préparation avec le plus souvent un ancrage de type «agrafe » visant à s'opposer aux forces de délogement exercées par le bras de levier des intermédiaires (Viennot et al. 2004) ✓ ...
Résistance structurale	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Profil des bords ✓ Réduction occlusale : minimum 1 mm ✓ Recouvrements cuspidiens complets obligatoires à la mandibule : sur 1 mm d'épaisseur avec une finition en contre-biseau. <i>Aucun compromis n'est permis sous peine d'une désinsertion quasi systématique (19)</i> ✓ Profondeur et largeur des isthmes : minimum 2 mm ✓ Réduction périphérique : 0,8 mm minimum ✓ Renforcements proximaux par les boîtes
Axe d'insertion	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Unique (et commun aux deux dents piliers)

(Harter et Sarfati 1996)

1.1.5.2 Facteurs cliniques

(Harter et Sarfati 1996)

Perte de substance	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Faible (pour satisfaire aux exigences mécaniques) ✓ Localisation (si vestibulaire : inesthétique)
Facteurs anatomiques	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Indice de Le Huche : si élevé (>2,7mm) risque pour la pulpe et débordement possible en proximo-vestibulaire (visibilité du métal) ✓ Selon la dent : uniquement postérieur (volume insuffisant en antérieur) ✓ Selon la malposition : <ul style="list-style-type: none"> -Rotation : Modérée -> permet de rétablir un point de contact souvent défaillant. Accentuée -> la préparation sera trop mutilante et l'ancrage inesthétique -Egression : préparation souvent trop mutilante et risquée pour la pulpe -Version : choix rigoureux de l'axe d'insertion et risque pulpaire à bien évaluer ✓ Volume et proximité pulpaire : conserver 1 mm minimum entre la pulpe et la préparation ✓ Environnement de la prothèse : <ul style="list-style-type: none"> -Biseau cervical supra-gingival (dès que possible). Angulation de 45° (à diminuer si limite cervicale très sous gingivale, pour ne pas interférer avec l'attache épithéliale) -espace homothétique au relief triturant antagoniste de 1 mm minimum

1.2 **Bridge métallique collé**

1.2.1 Définition

Le bridge collé utilise un moyen d'ancrage de volume réduit (aillette) collé sur une préparation principalement amélaire. Ce concept s'inscrit dans un principe d'économie tissulaire rendu possible grâce à la compréhension et au développement de nouveaux matériaux d'assemblage ayant recours aux principes d'adhésion. Classiquement, il est composé d'un intermédiaire et de deux ailettes métalliques collées sur les faces linguales des dents piliers saines ou présentant des restaurations non volumineuses (Haute Autorité de Santé 2016). La rétention de la pièce prothétique se fait donc de manière physico-chimique, contrairement au bridge inlay-onlay métallique où elle est mécanique. Ce dernier est plus simple à réaliser que le collage dont le protocole est plus rigoureux (Kondracki et al. 2009).

Les bridges collés ont l'avantage d'être une option thérapeutique au lieu de la pose d'implants et sont moins mutilants que les bridges conventionnels. Néanmoins, il existe un risque accru de décollement et/ou de fracture dû à la préparation mini invasive des piliers (Haute Autorité de Santé 2016).

1.2.2 Evolution du bridge collé en métal

L'évolution des bridges collés en métal réside principalement dans le traitement de l'intrados des ailettes métalliques.

C'est en 1973 que Rochette a utilisé pour la première fois un dispositif de retenue en forme d'ailettes perforées en métal précieux et un agent de couplage, le silane, afin améliorer d'une part la rétention mécanique du matériau de collage et, d'autre part, de favoriser l'adhésion au métal (Haute Autorité de Santé 2016) (Shillingburg et al. 2012).

Vient ensuite le bridge de Maryland qui concerne une catégorie de bridge ayant subi des techniques de mordantage des armatures métalliques en alliages non précieux afin

d'améliorer leur rétention (Shillingburg et al. 2012). Cette technique a permis l'utilisation d'aillettes non perforées (Haute Autorité de Santé 2016).

Enfin, le bridge Virginia, aussi appelé « technique de sel perdu », mis au point par Moon, Hudgins et al. , se distingue dans sa conception par l'utilisation de cristaux de sels dans ses dispositifs de rétention, afin de rendre la surface interne rugueuse. Les cristaux sont saupoudrés sur les dispositifs de rétention fabriqués en résine calcifiable. La résine est ensuite polymérisée puis les cristaux sont dissous dans un bain ultrasonique avant coulée (Shillingburg et al. 2012).

Les indications et contre-indications de ces bridges sont les suivantes :

Indications	Contre-indications
<ul style="list-style-type: none"> - Absence de carie sur la dent pilier de bridge - Versions des dents piliers < 15° dans le sens mésio-distal - Remplacement d'une ou deux incisives mandibulaires - Remplacement d'incisives maxillaire si absence ou faible supraclusion - Contention dans le cadre d'une maladie parodontale - Remplacement d'une seule dent postérieure par un bridge à 3 unités si les muscles masticateurs ne sont pas trop développés (risque d'échec qui augmente si bridge à plus de 3 unités qu'il s'agisse d'augmenter le nombre d'intermédiaires du bridge ou le nombre de dents piliers) 	<ul style="list-style-type: none"> - Lésion carieuse volumineuse (le collage est de meilleure qualité lorsqu'il se fait sur l'émail. Dans le cas de lésion carieuses volumineuses, on s'orientera plutôt vers des prothèses conventionnelles) - Allergie au nickel : peut être résolu par l'utilisation d'alliages nobles - Supraclusion importante : impliquerait un retrait important d'émail au niveau de la surface linguale d'une incisive maxillaire ce qui diminue considérablement la rétention (faible force de liaison de la résine à la dentine)

(Shillingburg et al. 2012)

Au niveau des édentements postérieurs, la préparation dentaire reste amélaire dans un premier temps afin de définir les limites de la surface d'assemblage. Puis, en fonction de la situation clinique, une préparation plus spécifique est réalisable afin d'améliorer la stabilité biomécanique du bridge (rainures, tenons, boîtes occlusales...) (Folch et al. 2000). Les dents sont légèrement préparées en lingual et en proximal afin de ceinturer la dent et un appui occlusal est réalisé pour contrer l'enfoncement du bridge (Haute Autorité de Santé 2016).
(Cf. annexe)

Actuellement, la tendance pour le remplacement des incisives médiales ou latérales est le bridge Cantilever avec une armature métallique ou céramique. Il consiste en la réalisation d'une seule ailette latérale et l'élément à remplacer est en extension (Attal et Tirlet 2015).

2 Bridges à ancrages partiels en céramique

2.1 Les différentes céramiques

2.1.1 Classification selon la composition chimique

Céramiques feldspathiques	Céramiques traditionnelles destinées à l'émaillage des coiffes céramo-métalliques. Elles peuvent être, dans certaines situations cliniques, utilisées sans armature.
Vitro-céramiques	Mis en forme à l'état de verre puis traité thermiquement pour obtenir une cristallisation contrôlée et partielle.
Céramiques ou plutôt verres hydrothermaux	Matériaux monophasés, (sans phase cristalline), dans la structure desquels, des ions OH ont été incorporés. Ils possèderaient un comportement de surface (dureté) plus proche de celui de l'émail des dents naturelles.
Céramiques alumineuses	Le constituant principal est l'alumine (Al_2O_3).
Céramiques à base d'oxyde de zirconium (zircone)	Apparus plus récemment ces matériaux possèdent des propriétés mécaniques très élevées. Leur constituant principal est l'oxyde de Zirconium ZrO_2 .

(Déjou 2009)

2.1.2 Propriétés mécaniques des céramiques

2.1.2.1 Module d'élasticité (GPa)

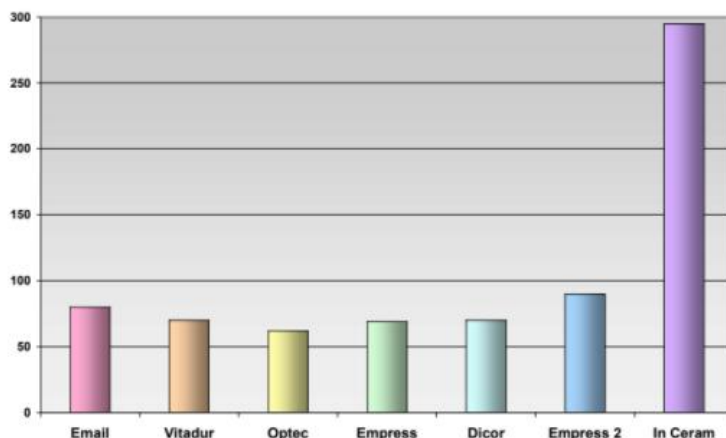


Figure 29 : Module d'élasticité (rigidité) de l'émail et de quelques céramiques : Vitadur® (céramique feldspathique conventionnelle), Optec hsp® (céramique feldspathique à haute teneur en leucite), Empress (céramique feldspathique à haute teneur en leucite), Dicor® (Vitrocéramique), Empress 2 (céramique à base de di-silicate de lithium) et InCeram® (céramique alumineuse). On peut constater sur ce graphique que l'apparition des céramiques alumineuses marque un saut quantitatif important dans la rigidité des céramiques. Cette rigidité permet d'envisager la réalisation de restaurations plurales de petite étendue (bridges remplaçant une dent).

(Déjou 2009)

Zircone : 200 à 210 GPa quel que soit le type de zircone (Zhang et Lawn 2018)

2.1.2.2 Résistance à la rupture en flexion (MPa)

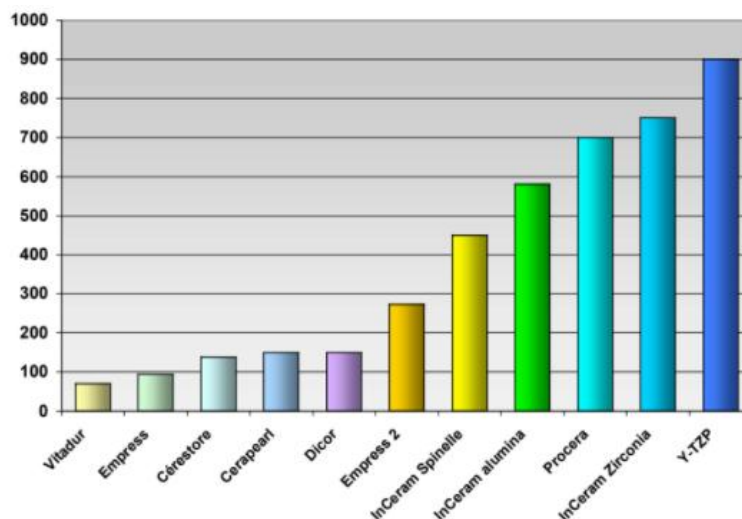


Figure 30 : Résistance à la flexion de quelques céramiques : Vitadur® (céramique feldspathique conventionnelle), Empress® (céramique feldspathique à haute teneur en leucite), Cérestore® (céramique alumineuse), Cerapearl® et Dicor® (Vitrocéramiques), Empress 2 (céramique à base de di-silicate de lithium) et InCeram®, Procera® (céramiques alumineuses), InCeram® Zirconia (céramique alumineuse enrichie en ZrO_2). L'augmentation constante de la résistance correspond aussi à la chronologie d'apparition des matériaux sur le marché des céramiques dentaires.

(Déjou 2009)

2.1.2.3 Ténacité ($MPa m^{0.5}$)

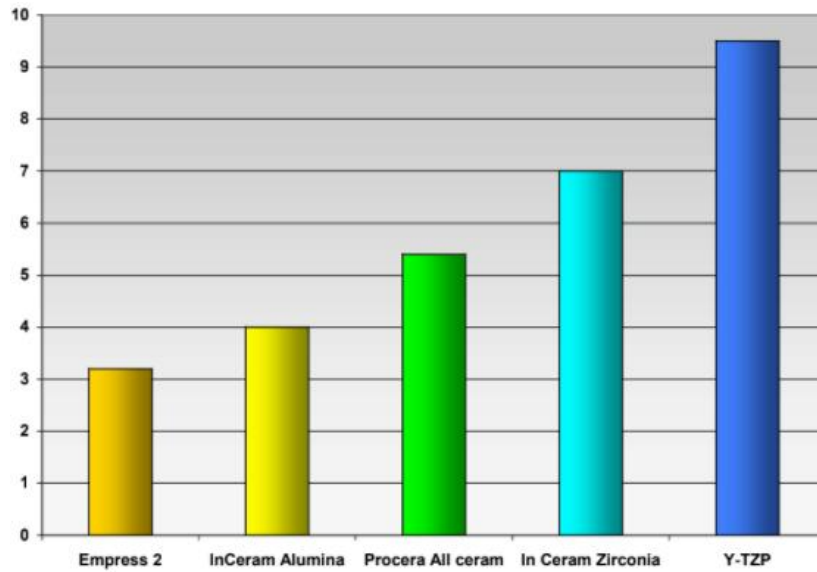


Figure 31 : Ténacité de différentes céramiques sans armature

(Déjou 2009)

A titre de comparaison, globalement, la ténacité des céramiques correspond à $1/50^{\text{ième}}$ de la ténacité des alliages métalliques (Ashby 2016).

2.1.2.4 Dureté

	Dureté (HVN)
Email	340
Céramique feldspathique	460
Dicor	460
Inceram	1200
Zircone 3Y-TZP	1200 à 1350 (Gautam et al. 2016)

(Déjou 2009)

2.2 La zircone

2.2.1 Microstructure de la zircone

La zircone est une céramique purement cristalline (pas de verre) dont la microstructure est composée de nombreux grains reliés par des joints de grains (Durand et al. 2018). La zircone est un cristal transformé d'un point de vue cristallographique par traitement thermique et par adjonction d'un stabilisant (Yttrium, oxyde de cérium, oxyde de magnésium, oxyde de calcium) (Denry et Kelly 2008). A pression atmosphérique, la zircone pure va passer par 3 phases en fonction de la température : (Gautam et al. 2016)

- ✓ **Monoclinique** : stable entre la température ambiante et 1170°C
- ✓ **Tétragonale** : stable entre 1170°C et 2370°C
- ✓ **Cubique** : stable entre 2370°C et 2680°C (température de fusion de la zircone)

Le passage de la phase tétragonale en phase monoclinique lors du refroidissement s'accompagne d'une augmentation substantielle du volume (~ 4,5%) (Denry et Kelly 2014). Cela génère des fissures dans le matériau, qui peut ainsi se fracturer à température ambiante (Durand et al. 2018). Cette transformation est réversible et commence à environ 950°C lors du refroidissement (Gautam et al. 2016). Les bonnes propriétés mécaniques sont observées en phase tétragonale, état instable à température ambiante, qu'on va donc stabiliser à l'aide d'un stabilisant permettant le contrôle de la contrainte induite par la transformation tétragonale → monoclinique, arrêtant efficacement la propagation des fissures et conduisant à une ténacité élevée. Ce comportement unique conduit au développement d'une zone de transformation, protégeant le front de fissure qui se propage et inhibant la propagation de la fissure, améliorant avec succès la ténacité (Denry et Kelly 2014).

2.2.2 Propriétés de la zircone

Les céramiques de zircone présentent la résistance à la flexion et la résistance à la fracture les plus élevées de toutes les céramiques dentaires actuellement disponibles (Denry et Kelly

2014). Cela permet la réalisation de prothèses partielles fixes postérieures et de réduire l'épaisseur du matériau, avec une épaisseur occlusale pouvant descendre à 0,5 mm et donc une plus grande économie tissulaire (Denry et Kelly 2008). Ainsi, le risque de lésions pulpaires est lui aussi réduit (Gumus et al. 2018). La zircone a des propriétés mécaniques très similaires à celles de l'acier inoxydable (Gautam et al. 2016).

La zircone présente une diffusion thermique faible (Durand et al. 2018).

D'après un consensus, la zircone glacée semble plus abrasive que la zircone polie ou frittée. La couche glacée aurait une épaisseur comprise entre 30 et 50 μm et s'userait en 6 mois in vivo contre l'émail. L'état de surface sous la couche glacée déterminera donc d'autres caractéristiques d'usure. Lorsque de la zircone monolithique est utilisée, les surfaces doivent être soigneusement polies si des retouches sont nécessaires, car des surfaces plus rugueuses entraînent une usure accrue de l'émail antagoniste (Denry et Kelly 2014). Par rapport à d'autres matériaux de restauration, le taux d'usure de l'émail au contact de la zircone polie est comparable à celui d'un composite à base de résine, mais bien inférieur à celui d'une vitrocéramique au disilicate de lithium pressable (Zhang et Lawn 2018).

Les différentes formes de la zircone (monoclinique, tétragonale, cubique) définissent des propriétés mécaniques et optiques différentes. L'amélioration des propriétés optiques se fait au détriment des propriétés mécaniques (Bartala et Marslen 2020).

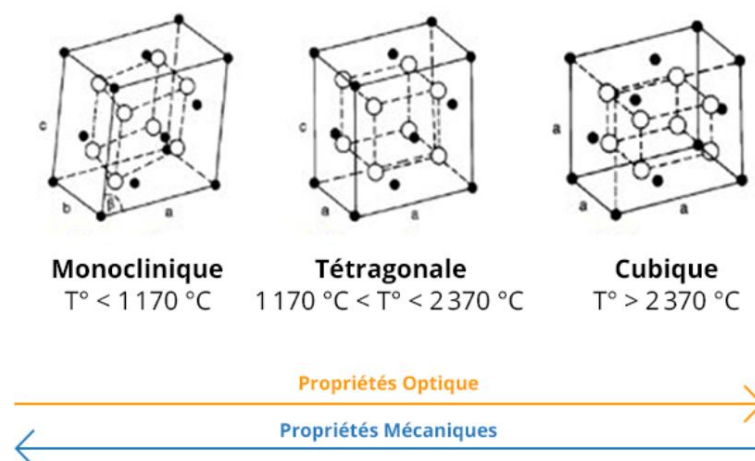


Schéma des propriétés de la zircone en fonction des formes (Lanoiselée 2020)

Concernant les propriétés biologiques, les céramiques à base de zirconium sont des matériaux chimiquement inertes, qui n'ont pas d'effet indésirable ni de réactions tissulaires générales. Des études *in vitro* et *in vivo* ont confirmé la haute biocompatibilité de la zirconium. Des études récentes ont démontré que moins de bactéries s'accumulent autour du matériau Y-TZP qu'autour du titane, ce qui peut être expliqué par des propriétés d'adsorption différentes des protéines (Gautam et al. 2016).

CARACTÉRISTIQUES



AVANTAGES

- Tenacité
- Esthétique
- Bonne performance mécanique
- Biocompatible
- Polyvalence prothétique

PROPRIÉTÉS

- Tenacité élevée
- Très faible conductivité thermique
- Résistance à la corrosion
- Bonne résistance à l'usure
- États de surface fins

INDICATIONS

- Couronne unitaire antérieure
- Couronne unitaire postérieure
- Bridge
- Pilier implantaire

Propriétés et indications de la zirconium (Lanoiselée 2020)

2.2.3 Dégradation à basse température (LTD)

Le vieillissement chimique, appelé dégradation à basse température (LTD), de la zirconium est exacerbé notamment par la présence d'eau à température ambiante. Ce processus implique la pénétration de l'eau dans les microfissures de surface, induisant un retour de la zirconium métastable en phase tétragonale vers sa phase monoclinique plus stable. Ces réversions provoquent des déformations locales de discordance, entraînant davantage les microfissures et transférant les contraintes internes plus profondément sous la surface, grain par grain. Finalement, les microfissures fusionnent et conduisent à l'arrachement des grains, ainsi qu'une dégradation de la résistance.

Le LTD peut être atténué en maintenant une taille de grain plus petite avec une distribution homogène de l'yttria et en incorporant de petites quantités (<0,5% en poids) d'additifs de frittage d'oxyde (par exemple, Al_2O_3 , TiO_2) et de colorants (par exemple, Fe_2O_3 , Er_2O_3).

Cependant, ces additifs ne forment pas de solutions solides avec ZrO_2 , et des quantités excessives peuvent provoquer des contraintes internes aux joints de grains. Les zircons à plus forte teneur en forme cubique sont moins susceptibles de vieillir, car cette phase ne subit pas de transformation (Zhang et Lawn 2018).

2.2.4 Mise en forme de la zircone et Conception Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO)

2.2.4.1 *Rappels sur la CFAO*

La recherche et le développement des systèmes de CFAO dentaire se sont beaucoup développés dans le monde entier depuis les années 1980, notamment dans les académies japonaises. L'émergence de ce système fut innovante, en offrant la possibilité d'usiner les restaurations en céramique le jour même.

Une caméra optique numérise directement les dents préparées à l'intérieur de la cavité buccale au lieu de prendre des empreintes conventionnelles. Les restaurations sont conçues sur un écran d'ordinateur à l'aide d'un logiciel de CAO basé sur les données numérisées sous forme de wax-up virtuel. Enfin, les restaurations sont traitées par une machine de traitement assistée par ordinateur, généralement une fraiseuse (Miyazaki et al. 2009).

Avantages de la technologie CAO / FAO pour la fabrication de couronnes et de FDP:

- ✓ Utilisation de nouveaux matériaux
- ✓ Main-d'œuvre réduite
- ✓ Rentabilité
- ✓ Contrôle de la qualité

(Miyazaki et al. 2009)

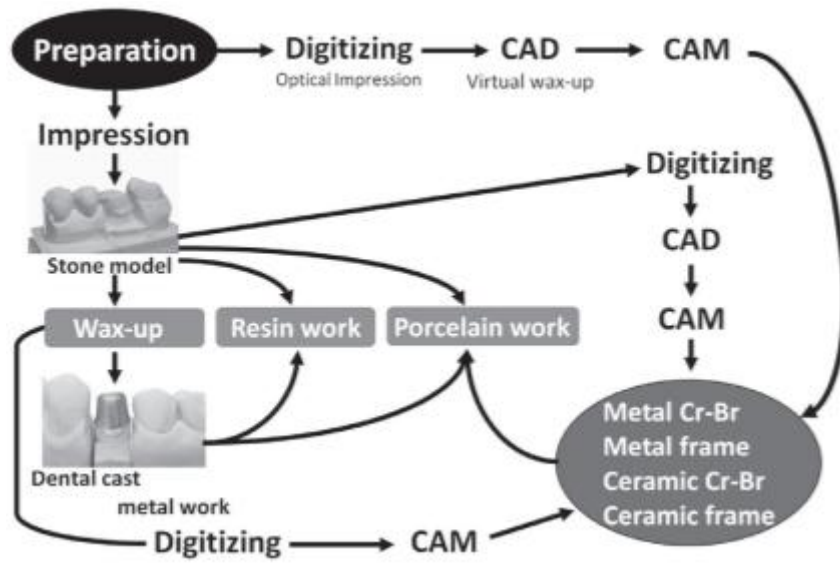
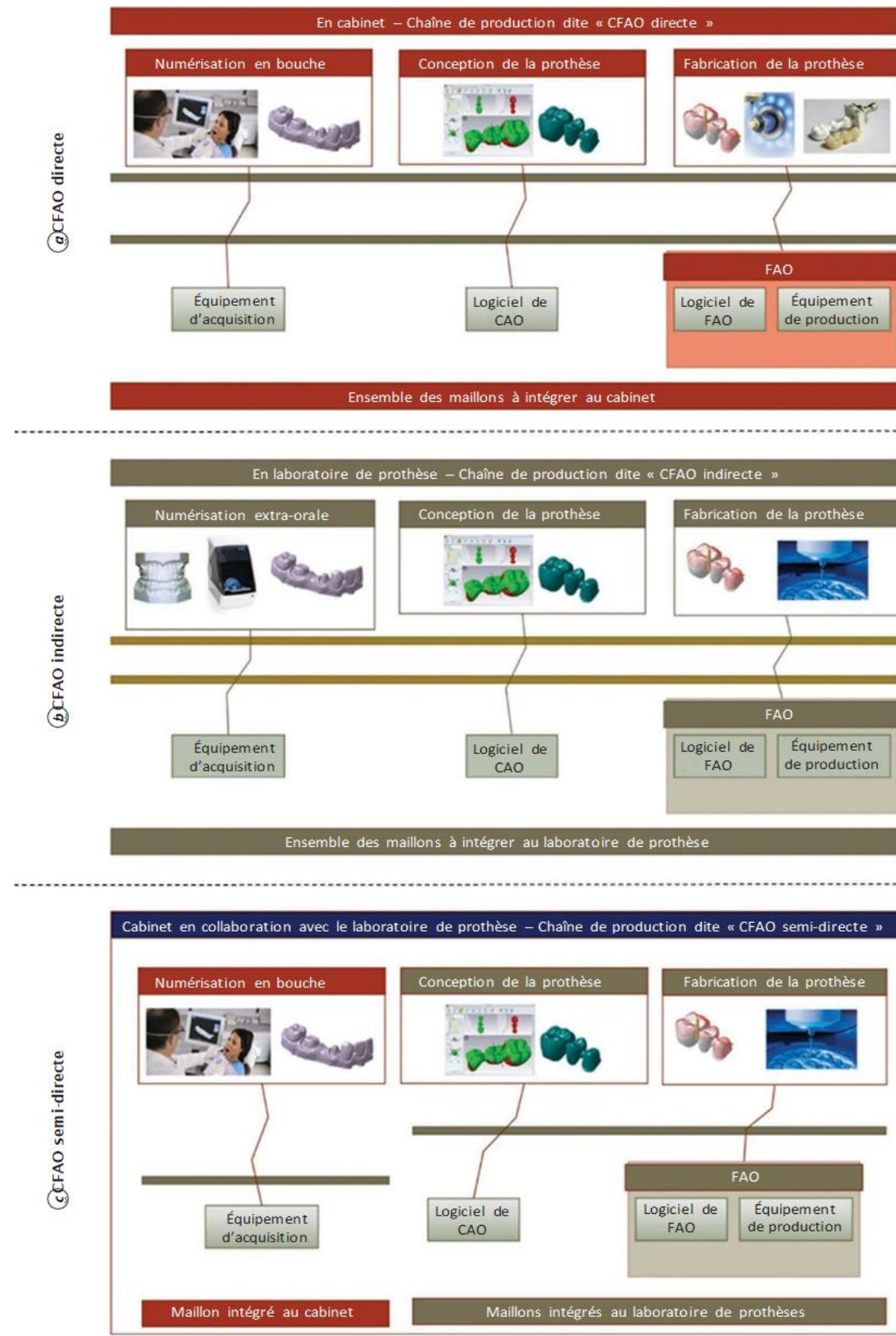


Schéma des systèmes de CFAO dentaires actuels utilisés pour la fabrication de couronne et de bridges (Miyazaki et al. 2009)



Structuration de la CFAO dentaire (Tapie et al. 2019)

2.2.4.2 Matériaux céramiques utilisables avec la CFAO

Avec le développement de la CFAO, de nouveaux matériaux innovants ont pu être utilisés en dentisterie comme matériaux d'ossature pour les FPDs tout céramique et comme restauration finale. La conception et la fabrication à base de céramiques à haute résistance est techniquement sensible et non compatible avec la technologie conventionnelle des laboratoires dentaires. Les propriétés mécaniques de ces matériaux sont améliorées, en particulier la résistance à la rupture en flexion et la ténacité. Parmi ces matériaux, on trouve : (Miyazaki et al. 2009)

- ✓ Disilicate de lithium (Empress II[®]),
- ✓ Alumine infiltrée de verre (InCeram Alumina[®]),
- ✓ Alumine infiltrée de verre avec zircone partiellement stabilisée (In-Ceram Zirconia[®]),
- ✓ Alumine de haute pureté densément frittée (Procera[®]),
- ✓ Polycristaux de zircone tétragonale stabilisée à l'yttria (Cercon[®], DCSPrecident[®], Lava[®])

Les polycristaux de zircone tétragonale stabilisée à 3mol% d'yttria (3Y-TZP), sont les plus utilisés par les systèmes CAO / FAO commercialisés dans le monde pour fabriquer les armatures des FPDs (Miyazaki et al. 2009). En effet, le 3Y-TZP est la céramique dentaire la plus résistante disponible dans le commerce (Gautam et al. 2016).

En ce qui concerne la fabrication des infrastructures, les restaurations esthétiques sont ensuite réalisées par le laboratoire lui-même, par superposition de céramique compatible avec l'armature (Miyazaki et al. 2009).

2.2.4.3 Mise en forme de la zircone

Deux formes de zircone sont actuellement disponibles pour des applications CAO / FAO distinctes : (Bartala et Marslen 2020)

- **Les blocs** : destinés plutôt aux usines des cabinets
- **Les disques** : pour le laboratoire de prothèse



Blocs de zircone (Lanoiselée 2020)

Disques de zircone (Lanoiselée 2020)

Leur usinage se fait en milieu sec et sous aspiration (Bartala et Marslen 2020).

De plus, la zircone peut se présenter sous deux états distincts :

- ✓ Entièrement frittée
- ✓ Partiellement frittée

2.2.4.3.1 Zircone entièrement frittée

La première application est l'utilisation de zircone dense entièrement frittée pour l'usinage direct à l'aide d'un système de CFAO dentaire avec une fraiseuse de plus grande rigidité (Miyazaki et al. 2009). Le temps de fraisage est plus long, ce qui peut entraîner une forte usure des pièces de fraisage. On parle d'usinage dur, où la zircone est fraisée aux dimensions définitives sans autre modification (Bousnaki et al. 2020).

Avantage	Inconvénient
<ul style="list-style-type: none"> ✓ Ajustement supérieur car aucun retrait n'est impliqué dans le processus 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Usinabilité inférieure associée à l'usure de l'outil ✓ Formation de micro-fissures sur le matériau pendant la procédure de fraisage : pourrait détériorer la durabilité mécanique

(Miyazaki et al. 2009)

Quelques systèmes commercialisés utilisent des blocs entièrement frittés : Denzir® (Cadesthetics AB) et DCZirkon® (DCS Dental AG).

2.2.4.3.2 Zircone pré-frittée

La deuxième application est l'utilisation de zircone partiellement frittée pour la fabrication CAO / FAO suivi d'un post-frittage pour obtenir un produit final avec une résistance suffisante (Miyazaki et al. 2009). On parle d'usinage doux. Les blocs semi-frittés doivent être surdimensionnés ; ils ont une consistance semblable à de la craie et peuvent être facilement fraisés avec des unités FAO. Ces armatures doivent être frittées à pleine densité, ce qui entraîne un retrait de 20% à 30% qui doit être déterminé à l'aide du logiciel de l'unité de fraisage et dépend de la composition et de la densité des ébauches semi-frittées (Bousnaki et al. 2020).

Avantage	Inconvénient
<ul style="list-style-type: none"> ✓ Usinabilité aisée sans usure des outils ni écaillage de la matière 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Retrait important au frittage pendant le processus de post-frittage : l'ajustement des armatures doit être compensé par l'ajustement dimensionnel des procédures CAO impliquant les armatures

(Miyazaki et al. 2009)

Différents systèmes commercialisés utilisent des blocs pré-frittés : Cercon® (Dentsply International), Lava™ (3MTM ESPETM), Procera® zirconia (Nobel Biocare™), cubes YZ pour Cerec InLab® (Vident™) et IPS e.max® ZirCAD (Ivoclar Vivadent) (Denry et Kelly 2008).

Les deux procédures de fraisage peuvent affecter la précision d'ajustement des armatures fabriquées (Bousnaki et al. 2020).

2.2.4.4 Types de zircons utilisées avec la CFAO

Types de zircons utilisées à ce jour en dentisterie, grâce à la CFAO : (Gautam et al. 2016)

- ✓ **Polycristaux de zircon tétragonale stabilisée au cation yttrium (Y-TZP)**
- ✓ **Zircon partiellement stabilisée au cation de magnésium (Mg-PSZ)**
- ✓ **Alumine durcie à la zircon (ZTA)**

2.2.4.4.1 Polycristaux de zircon tétragonale stabilisée au cation yttrium (3Y-TZP)

Parmi les divers stabilisants utilisés, l'yttria (Y_2O_3) s'est avéré être le plus efficace pour offrir une résistance et une ténacité élevées. Ainsi, 3 mol% (5,2% en poids) d'yttria stabilisant le polycristal de zircon tétragonale (3Y-TZP) est devenu la céramique dentaire de base pour les restaurations prothétiques (Zhang et Lawn 2018).

Le 3Y-TZP existe sous 2 formes de blocs, soit pré-frittés soit entièrement frittés.

Les conditions de frittage ont un impact sur la stabilité et sur les propriétés mécaniques du produit final car elles dictent la granulométrie. En effet, des températures de frittage plus élevées et des temps de frittage plus longs conduisent à des granulométries plus grandes. Or les propriétés mécaniques de l'Y-TZP dépendent fortement de sa granulométrie (Gautam et al. 2016). Au-dessus d'une granulométrie critique, le Y-TZP est moins stable et plus sensible à la transformation spontanée quadratique \rightarrow monoclinique, alors que des granulométries plus petites ($<1\mu m$) sont associées à un taux de transformation plus faible. De plus, en deçà d'une certaine granulométrie ($\sim 0,2\mu m$), la transformation n'est pas possible, conduisant à une ténacité à la rupture réduite (Denry et Kelly 2008).

2.2.4.4.1.1 Blocs pré-frittés

Le frittage final se fait entre 1350 et 1550 °C pendant 2 à 5h selon le fabricant (Durand et al. 2018). Cela dépend de la variation chimique initiale de la poudre, par exemple, de petites additions d'alumine permettant l'utilisation de températures et de temps de frittage inférieurs (auxiliaire de frittage). Le retrait au frittage commence à 1000°C et est de 25%.

(Denry et Kelly 2008). Ce retrait est anticipé lors de l'usinage en surdimensionnant la pièce prothétique (Durand et al. 2018).

L'épaisseur minimale est de 0,5 mm, en dessous de laquelle une déformation peut se produire. Les restaurations sont ensuite refroidies au four à une température inférieure à 200 °C pour minimiser les contraintes résiduelles (Denry et Kelly 2008).

2.2.4.4.1.2 Entièrement frittés

Les blocs 3Y-TZP sont préparés par pré-frittage à des températures inférieures à 1500 °C pour atteindre une densité d'au moins 95% de la densité théorique. Les blocs sont ensuite traités par pressage isostatique à chaud à des températures comprises entre 1400 et 1500 °C sous haute pression dans une atmosphère de gaz inerte. Ce dernier traitement conduit à une densité très élevée supérieure à 99% de la densité théorique (Denry et Kelly 2008).

Huang a étudié l'effet de la vitesse de meulage sur le type de dommages d'usinage dans Y-TZP et a signalé un mode d'usinage à haute vitesse avec moins de dommages sous la surface. La granulométrie fine du Y-TZP conduit à des surfaces très lisses après usinage (in Denry et Kelly 2008).

Concernant l'influence des contraintes résiduelles sur la susceptibilité du Y-TZP à la dégradation à basse température (LTD), la présence de contraintes résiduelles est plus influente que la rugosité finale. Un polissage lisse conduit à une transformation préférentielle après vieillissement autour des rayures résiduelles. Un traitement thermique à 1200°C pendant 2h induit la relaxation des contraintes et une moindre sensibilité au vieillissement que l'état poli (Denry et Kelly 2008). Le polissage élimine avec succès la couche mince de phase monoclinique et les contraintes de compression, mais peut ne pas éliminer complètement les défauts profonds créés par le fraisage en raison de l'arrachement des grains et de la formation de micro-cratères. De plus, le polissage augmente la sensibilité au LTD en améliorant la nucléation en phase monoclinique autour des rayures résiduelles (Denry et Kelly 2014).

L'usinage doux semble conduire à un état final plus cohérent, à condition que la restauration usinée reste intacte après le frittage (Denry et Kelly 2008).

2.2.4.4.2 Alumine durcie à la zirconie (ZTA)

A température ambiante, la stabilité de la phase tétragonale de l'alumine durcie à la zirconie n'impliquait pas initialement l'utilisation d'un stabilisant, mais est plutôt contrôlée par la taille des grains, la morphologie et la taille des particules (intra- ou inter-granulaires) (Gautam et al. 2016).

Un des produits commercialisé sous le nom « In-Ceram® Zirconia® » a été développé par Michael Sadoun en 1985 (Déjou 2009). 33 vol.% à 12mol% de zirconie stabilisée au cérium (12Ce-TZP) ont été ajoutés à In-Ceram® Alumina® (Denry et Kelly 2008).

In-Ceram® Zirconia® peut être traité soit par coulée, soit par usinage doux (bloc pré-fritté) (Denry et Kelly 2008). Une phase vitreuse est secondairement infiltrée dans l'infrastructure cristalline poreuse préalablement frittée (Déjou 2009). La phase vitreuse représente environ 23% du produit final.

La technique de coulée a pour avantage d'avoir une contraction du matériau très limitée. Mais la quantité de porosité (8% à 11%) est supérieure à celle du 3Y-TZP fritté, ce qui explique, en partie, les propriétés mécaniques généralement inférieures d'In-Ceram® Zirconia® par rapport aux céramiques dentaires 3Y-TZP.

Néanmoins, les céramiques Ce-TZP présentent généralement une meilleure stabilité thermique et une meilleure résistance à la dégradation à basse température que le 3Y-TZP dans des conditions de thermocyclage ou de vieillissement similaires.

In-Ceram® Zirconia® pour l'usinage semble présenter de meilleures propriétés mécaniques en raison d'un traitement plus cohérent par rapport à la céramique coulée. Néanmoins, Guazzato et al. ont rapporté une résistance à la flexion significativement plus élevée pour In-Ceram® Zirconia® traité par coulée (630 ± 58 MPa) par rapport au matériau usiné (476 ± 50 MPa). Il n'y avait pas de différence significative dans la résistance à la fracture. Les deux matériaux présentent une microstructure très similaire. Une fissure en progression déclenche la transformation quadratique \rightarrow monoclinique. L'augmentation de volume associée crée des microfissures dans la matrice d'alumine entourant la particule transformée. La ténacité est donc renforcée par la microfissuration (Denry et Kelly 2008).

Les alumines renforcées à la zirconie ont obtenu des résistances améliorées et une dégradation basse température (LTD) diminuée, mais avec des opacités qui empêchent toujours l'utilisation comme restaurations dentaires antérieures (Zhang et Lawn 2018).

2.2.4.4.3 Zirconie partiellement stabilisée au cation de magnésium (Mg-PSZ)

Il s'agit d'un matériau peu utilisé en raison de la présence de porosité, associée à une granulométrie importante (30 à 60 μm) pouvant induire une usure de surface et une propagation de fissures élevée. La microstructure est constituée de précipités tétraonaux dans une matrice de zirconie cubique stabilisée. La quantité de MgO dans la composition des matériaux commerciaux se situe généralement entre 8 et 10mol% (Gautam et al. 2016). La température de frittage est élevée (entre 1680 et 1800 ° C) et le cycle de refroidissement doit être bien contrôlé, en particulier pendant l'étape de vieillissement à une température de 1100° C. C'est pendant cette étape que se produit la précipitation de la phase quadratique, dont la fraction volumique est un facteur critique dans le contrôle de la ténacité à la rupture du matériau (Denry et Kelly 2008). Il est difficile d'obtenir des précurseurs de Mg-PSZ sans SiO₂ ; des silicates de magnésium peuvent se former et abaissent la teneur en Mg dans les grains ce qui favorise la transformation quadratique → monoclinique. Cela peut entraîner des propriétés mécaniques plus faibles et un matériau moins stable (Gautam et al. 2016).

2.2.5 Qualités esthétiques de la zirconie

L'utilisation de la zirconie en dentisterie restauratrice a connu une croissance exponentielle au cours de la dernière décennie.

Les premières formulations de zirconie ont été utilisées pour les armatures en raison de leur haute résistance à la flexion et de leur opacité inesthétique dans les restaurations en porcelaine fondue sur zirconie (Quigley et al. 2021). C'est le cas du 3Y-TZP (Bartala et Marslen 2020). Celui-ci est donc souvent émaillé avec de la céramique feldspathique par stratification ou en utilisant des vitrocéramiques qui peuvent être pressées. Néanmoins, l'écaillage de la

facette de céramique feldspathique est une complication majeure de ces restaurations (Kermanshah et al. 2020).

Depuis quelques années, grâce à des améliorations de traitement, des matériaux à translucidité accrue ont été introduits en jouant sur l'augmentation de la teneur en yttrium, en diminuant la teneur en alumine, la taille des grains, la diminution des porosités et des impuretés (Durand et al. 2018). Ainsi, l'émaillage avec de la céramique feldspathique n'était pas nécessaire et le matériau pouvait être utilisé sous une forme monolithique (Quigley et al. 2021).

2.2.5.1 Sur le plan optique

Les qualités esthétiques d'une céramique lui sont conférées par la matrice vitreuse (translucide) ; l'augmentation du taux de verre augmente donc la translucidité (Durand et al. 2018).

2.2.5.2 Emaillage avec de la céramique cosmétique

Plusieurs études cliniques ont révélé un taux élevé de fracture pour les restaurations à base de ZrO_2 émaillée avec de la céramique feldspathique, qui varie entre 6 et 15% sur une période de 3 à 5 ans ; contre 4% pour les restaurations céramo-métalliques conventionnelles sur 10 ans.

La cause de ces fractures n'est pas encore déterminée, mais pourrait être associée à une rupture de liaison entre la céramique feldspathique d'émaillage et la structure en ZrO_2 . Les contraintes peuvent être liées aux propriétés de la surface, car les écarts de dilatation ou de contraction thermique ne semblent pas en être la cause. Selon Heintze et Rousson, l'écaillage de la céramique feldspathique peut être classé selon la gravité et le traitement requis pour la réparation :

- ❖ Grade 1 : petit écaillage de surface. Traitement : polissage de la surface de restauration

- ❖ Grade 2 : écaillage de surface modéré. Traitement : utilisation d'un système de réparation composite en résine
- ❖ Grade 3 : écaillage sévère de la céramique d'émaillage avec exposition au noyau ZrO_2 . Traitement : remplacement de la prothèse endommagée.

D'après les revues de la littérature, les types les plus fréquents d'écaillage de prothèse dentaire fixe à base de ZrO_2 sont les grades 1 et 2, qui ne montrent pas d'échec de la restauration (Gautam et al. 2016).

2.2.5.3 Maquillage après usinage de la zircone pré-frittée

Les pièces prothétiques peuvent être colorées après usinage par immersion dans des solutions de sels métalliques telles que le cérium, le bismuth, le fer ou une combinaison de ceux-ci. La teinte se développe lors de la dernière étape de frittage. La température finale de frittage influence la couleur obtenue, il est donc important de respecter les instructions du fabricant. La concentration de la solution influence aussi fortement la teinte finale. Des concentrations faibles (0,01mol%) suffisent à produire une coloration satisfaisante (Denry et Kelly 2008).

Néanmoins, la couleur peut être non uniforme en raison de la présence possible de gradients de porosité. Des problèmes liés à la profondeur de diffusion limitée des solutions colorantes ont également été signalés, conduisant à des zones plus claires après les ajustements de broyage (Denry et Kelly 2014).

Néanmoins, cette coloration a une influence sur la structure en réduisant la résistance à la flexion bi-axiale car la concentration des pigments aux joints de grains se fait au détriment des agents stabilisants (Durand et al. 2018).

2.2.5.4 Coloration intrinsèque des blocs/disques

Afin d'obtenir une zircone monolithique esthétique, il convient d'avoir un degré acceptable de translucidité. La taille moyenne des grains influence la translucidité à travers le nombre

de joints de grains. Des tailles de grains plus petits conduisent à une translucidité réduite en raison du plus grand nombre de joints de grains. Pour les raisons expliquées précédemment et comprenant une métastabilité plus grande, il n'est pas souhaitable d'augmenter la température de frittage pour obtenir une céramique plus translucide en augmentant la taille des grains (Denry et Kelly 2014).

Des disques pré-teintés de différentes translucidités sont aujourd'hui commercialisés. Mais il faut noter que l'amélioration du rendu esthétique se fait au détriment des propriétés mécaniques. Une zircone de translucidité moyenne à haute possède une résistance à la flexion inférieure à 600 MPa (Durand et al. 2018).

<p>Zircone de 2^{ème} génération</p>	<p>Afin d'améliorer les qualités esthétiques de la zircone monolithique, avec une translucidité acceptable, le traitement de la deuxième génération de 3Y-TZP a été amélioré en grande partie en réduisant considérablement la concentration d'additif d'alumine et en éliminant la porosité par frittage à une température plus élevée. Cela a conduit à une amélioration modeste de la translucidité. Bien qu'adaptées aux restaurations postérieures monolithiques, ces zircons de deuxième génération étaient encore insuffisamment esthétiques pour être utilisés comme monolithes dans la zone antérieure, mais ont ouvert la voie à d'autres améliorations (Zhang et Lawn 2018).</p>
<p>Zircone de 3^{ème} génération</p>	<p>L'étape suivante du développement de la zircone monolithique est venue avec une décision d'inclure une phase transparente dans le produit final pour réduire l'opacité. Ceci a été réalisé en augmentant la proportion d'oxyde d'yttrium pour produire des zircons partiellement stabilisés, faisant apparaître la zircone 4Y-TZP (4 mol%) puis 5Y-TZP (5 mol%) avec des quantités accrues de phase cubique non biréfringente. La translucidité est nettement améliorée, mais la résistance et la ténacité ont été diminuées car la zircone cubique ne subit pas de transformation induite par la contrainte (Zhang et Lawn 2018). Cette dernière (5Y-TZP) est très intéressante pour les zones esthétiques, mais n'est pas conseillée pour les armatures des bridges postérieurs (Bartala et Marslen 2020). Cependant, une étude récente a</p>

	révélé un taux d'échec > 2% sur 5 ans dans la zone antérieure (Zhang et Lawn 2018).
--	---

Enfin, il existe des zircons dites totalement stabilisées (Fully Stabilized Zirconia, addition d'yttrium $Y_2O_3 > 8 \text{ mol } \%$) qui présentent des propriétés esthétiques beaucoup plus importantes, mais des propriétés mécaniques moindres. D'où l'importance de choisir, en accord avec son prothésiste, la zircone adaptée à la situation clinique (Bartala et Marslen 2020).

2.2.5.5 Finitions

Les restaurations monoblocs ne sont pas destinées à la stratification. La finition des pièces obtenues en post-usinage se fait selon trois modes allant du plus simple au plus sophistiqué : (Durand et al. 2018)

- ❖ **Polissage** : polissage mécanique à l'aide de meulettes appropriées. L'état de surface est excellent. Néanmoins, toute caractérisation de teinte est impossible.
- ❖ **Glaçage-maquillage** : une couche de glaçage est appliquée sur la restauration, et des pigments colorés de céramique (maquillant) sont ajoutés pour parfaire la caractérisation. Cette étape demande au praticien l'emploi d'un four dédié.
- ❖ **Cut-back** (stratification partielle) : certains volumes (faibles) de la restauration sont supprimés pour être remplacés par de la céramique de stratification assurant une personnalisation plus poussée. Ainsi peuvent être réalisés des bords libres parfaitement translucides ou encore des caractérisations particulières. Cette méthode, très peu employée dans les cabinets dentaires car chronophage, est subordonnée à un matériel et une formation spécifiques.

2.2.6 Traitement de surface et assemblage de la zircone

Une liaison céramique-matériau d'assemblage réussie repose en grande partie sur la rugosité de la surface du substrat céramique pour augmenter la surface et permettre un

verrouillage micromécanique; l'activation de surface permet également la formation de liaisons physico-chimiques.

Dans les céramiques classiques à base de silice, cette liaison peut être obtenue de manière fiable par mordantage avec de l'acide fluorhydrique et en appliquant un silane pour le couplage chimique entre la céramique et les monomères de résine. Cependant, la zirconite polycristalline densément frittée ne peut pas être attaquée avec de l'acide fluorhydrique à des températures, des durées et des concentrations facilement accessibles aux praticiens (Quigley et al. 2021).

De plus, la métastabilité de la zirconite tétragonale ne permet pas les traitements de surface générateurs de contraintes tels que le meulage ou le sablage. En effet, ces derniers sont susceptibles de déclencher la transformation quadratique → monoclinique avec l'augmentation de volume associée entraînant la formation de contraintes de compression de surface, augmentant ainsi la résistance à la flexion mais altérant également l'intégrité de phase du matériau et augmentant la susceptibilité au vieillissement (Denry et Kelly 2008).

La zirconite manque également de phase vitreuse, de sorte que les liaisons silice-silane ne se forment pas (Quigley et al. 2021).

Malgré leur résistance mécanique élevée, les céramiques à base de zirconite ont une faible adhérence après les procédures de cémentations conventionnelles, nécessitant différentes méthodes de traitement de surface. Le traitement de surface avec des apprêts contenant des monomères fonctionnels tels que le MDP³ ou d'autres monomères d'acrylate d'acide phosphorique est souvent recommandé pour améliorer la force de liaison du ZrO₂ (Gautam et al. 2016).

Dans le cas des systèmes d'inlays en céramique, l'utilisation d'un ciment résine à la fois pour retenir la restauration et soutenir la structure dentaire affaiblie se traduit par un bon succès à long terme. Les phosphates de zinc et les ciments verre-ionomères (CVI) doivent être évités. Le premier, en raison de son incapacité à coller, et le second, en raison de son faible module d'élasticité, augmente la flexion de l'inlay et donc le taux de fracture (Thompson et al. 2010).

³ MDP : Méthacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate, monomère avec potentiel adhésif, indiqué pour le collage de la céramique, seuls ou avec adjonction d'un activateur

3 Revue de la littérature

3.1 Stratégie de recherche

L'objectif de cette revue de littérature est de faire l'état de la question concernant la réalisation de bridges sur inlays/onlays en oxyde de zirconium pour le remplacement d'une dent absente encastree dans le secteur postérieur.

La stratégie de recherche de ces articles a été menée par informatique à l'aide de la base de données *The National Library of Medicine* (MEDLINE, PUBMED). Le champ de recherche concerne uniquement des articles rédigés en anglais entre les années 2015 et 2021.

L'équation de recherche est la suivante :

(((bridge*) AND (((zirconium[MeSH Terms]) OR (zirconia)) OR (zirconium oxide)) OR (zirconium dioxide))) AND ((anchorage))) AND (dental prosthesis[MeSH Terms])) OR (((irfdp) OR (Inlay-retained fixed dental prostheses)) OR (inlay retained)) OR (inlay retainers))

-Troncature "*" à « bridge » afin d'interroger « bridge » mais aussi « bridging » et « bridgework(s) »

-Une partie a été ajoutée pour préciser l'idée d'ancrage avec le terme "anchorage"

-Certains articles traitant du bridge peuvent être retrouvés avec le simple MeSH « dental prosthesis »

-Ajout d'une variante aussi détaillée que possible de « IRFDP », inséré en All Fields en croisement des autres MeSH

Cette équation donne 188 résultats. 41 résultats ont été retenus après application du filtre « articles publiés entre 2015 et 2021 ». Après lecture des titres et des résumés, 11 articles ont été sélectionnés via cette équation de recherche et 2 articles supplémentaires ont été trouvés sur PUBMED via une recherche manuelle, soit un total de 13 articles.

Titre, auteurs, année	Type d'étude	Niveau de preuve
All-ceramic inlay-retained fixed dental prostheses for replacing posterior missing teeth: A systematic review (Castillo-Oyagüe et al. 2018)	Revue systématique	B
Five-year clinical outcome of posterior zirconia ceramic inlay-retained FDPs with a modified design (Chaar et Kern 2015)	Etude prospective (in vivo)	B
A systematic review of the survival and complication rates of inlay-retained fixed dental prostheses (Chen et al. 2017)	Revue systématique	B
Evaluation of fracture resistance of inlay-retained fixed partial dentures fabricated with different monolithic zirconia materials (Gumus et al. 2018)	Etude in vitro	B
Clinical efficacy of methods for bonding to zirconia: A systematic review (Quigley et al. 2021)	Revue systématique	B
Variable affecting the fit of zirconia fixed partial dentures: A systematic review (Bousnaki et al. 2020)	Revue systématique	B
All-ceramic inlay-retained fixed dental prostheses: An update (Chaar et al. 2015)	Revue de la littérature	C
Adhesion to Zirconia Used for Dental Restorations: A Systematic Review and Meta-Analysis (Özcan et Bernasconi 2015)	Revue systématique et méta-analyse	A

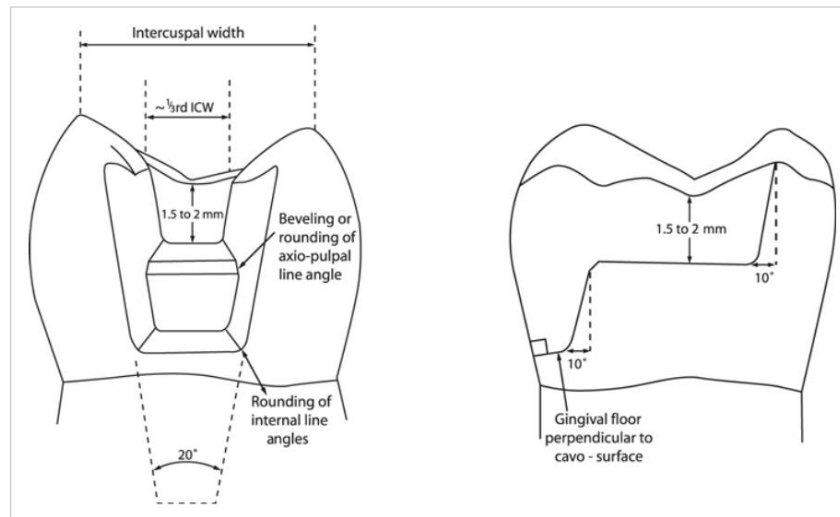
Fifteen-year outcome of posterior all-ceramic inlay-retained fixed dental prostheses (Becker et al. 2019)	Essai clinique prospectif	B
Veneered zirconia inlay-retained fixed dental prostheses: 10-Year results from a prospective clinical study (Rathmann et al. 2017)	Etude clinique prospective	B
Validation of in-vitro tests of zirconia-ceramic inlay-retained fixed partial dentures: A finite element analysis (Waldecker et al. 2019)	Analyse par éléments finis	B
Effect of ceramic material type on the fracture load of inlay-retained and full-coverage fixed dental prostheses (Kermanshah et al. 2020)	Etude in vitro	C
Clinical Performance of Posterior Inlay-Retained and Wing-Retained Monolithic Zirconia Resin-Bonded Fixed Partial Dentures: Stage One Results of a Randomized Controlled Trial (Bömicke et al. 2020)	Essai clinique randomisé	C

Niveau de preuve selon la Haute Autorité de Santé (HAS) (Haute Autorité de Santé 2013).

3.2 Critères de préparation dentaire

La conception idéale décrite par Thompson et al. et reprise dans de nombreux articles est une préparation pour inlay support de bridge. Celle-ci vise à parvenir au mieux à un équilibre entre la préservation de la structure dentaire et la résistance du matériau (Thompson et al. 2010).

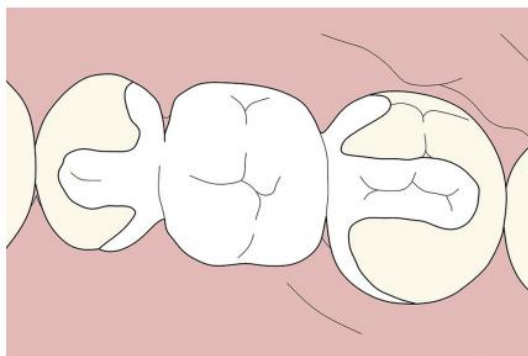
- ✓ Profondeur de la cavité : entre 1,5 et 2 mm
- ✓ Largeur de la cavité de l'isthme : $\approx \frac{1}{3}$ de la largeur intercuspienne
- ✓ Convergence occlusale totale : $\approx 20^\circ$
- ✓ Angles internes : arrondi



Forme idéale d'une incrustation MO sur la seconde molaire inférieure (Thompson et al. 2010)

La technique d'incrustation par ailettes vestibulaires et linguales en zircone introduite par Wolfart et al. en 2006 puis étudiée lors d'une étude prospective de 5 ans par Chaar et Kern propose un type de préparation avec un design modifié pour réaliser un bridge à ancrage partiel. Les préparations sont réalisées conformément aux principes généraux des restaurations pour inlays en céramique puis modifiées avec une courte préparation en biseau dans l'émail, en vestibulaire et en lingual. L'objectif est d'améliorer la distribution des contraintes ainsi que d'augmenter la zone de liaison adhésive à l'émail. (Chaar et Kern 2015)

- ✓ Préparation en forme de boîte (taille 3 x 3 mm, épaisseur minimale 1,2 mm), en tenant compte de l'adaptation au défaut spécifique de la dent pilier
- ✓ Préparation en biseau d'aile de retenue dans l'émail (épaisseur 0,2–0,5 mm), parallèle à la ligne d'insertion des boîtes, à la fois sur les côtés vestibulaire et lingual
- ✓ Angles arrondis (instruments diamantés de 30 à 40 mm de diamètre)



Design d'un bridge à ancrage partiel avec les ailettes de retenues (Quigley et al. 2021)

3.3 Assemblage

Dans leur étude, Char et Kern proposent d'assembler la pièce prothétique par collage (Char et Kern 2015).

Traitement de la pièce prothétique	Traitement des dents	Assemblage	Après assemblage
1) Abrasion des surfaces de liaison avec des particules d'alumine (50µm) à une pression de 2,5 bars. 2) Nettoyage par ultrasons dans de l'alcool isopropylique à 96%.	1) Pose de la digue. 2) Mordançage total des dents à l'acide orthophosphorique 37% (Total Etch, Ivoclar-Vivadent). 3) Adhésif (Clearfil New Bond).	Résine composite (Panavia 21 TC) qui contient du MDP.	1) Retrait des excès de ciment. 2) Application d'un gel inhibiteur d'air au niveau des joints dento-prothétiques (OXYGUARD II). 3) Vérification de l'occlusion et ajustage si besoin à l'aide de fraises diamantées (30-40µm). 4) Polissage des surfaces retouchées

			(instruments de polissage en céramique).
--	--	--	--

L'efficacité clinique des méthodes de collage sur la zircone a été étudiée par Quigley et al. dans le cadre d'une revue systématique. Parmi les 8 études incluses, 3 concernent les IRFDPs (Quigley et al. 2021).

Table 5. Methodological characteristics of included studies

Author(s)	Prostheses Design	Manufacturing Procedures		Clinical Procedures			Number and Type of Complications		Potential Sources of Bias
		Materials	Surface Treatment	Tooth Preparation	Isolation Method	Bonding System	Debond	Others	
Abou Tara et al, 2011 ¹⁹	Posterior Fixed-fixed Inlay-retained FPD with buccal and palatal PCRs	Zirconia framework (Vita In-Ceram YZ; Vita Zahnfabrik) Feldspathic porcelain (VITA VM 9; Vita Zahnfabrik) used on pontics only	50-µm Al ₂ O ₃ at 0.25 MPa	Retentive Box-shaped inlay cavities PCRs: Bevelled preparations in enamel buccally and palatally	Rubber dam	Total etch with 37% phosphoric acid and Clearfil New Bond (Kuraray America Inc) Panavia 21 TC (Kuraray America Inc)	1	2 fractures of veneering porcelain	Study financially supported by Vita Zahnfabrik
Chaar and Kern, 2015 ²⁵	Posterior Fixed-fixed Inlay-retained FPD with buccal and palatal PCRs	Zirconia framework (Vita In-Ceram YZ; Vita Zahnfabrik) All frameworks veneered with feldspathic porcelain (VITA VM 9; Vita Zahnfabrik)	50-µm Al ₂ O ₃ at 0.25 MPa Ultrasonic cleaning in 96% isopropyl alcohol	Retentive Box-shaped inlay cavities PCRs: Bevelled preparations in enamel buccally and palatally	Rubber dam	Total etch with 37% phosphoric acid Dentin adhesive (Clearfil New Bond; Kuraray America Inc) Panavia 21 TC (Kuraray America Inc) Oxyguard II (Kuraray America Inc) used	2 debonds. One successfully rebonded and other deemed failure as it debonded 8 times	2 secondary caries 3 chipping of veneering porcelain	Study financially supported by Vita Zahnfabrik
Rathmann et al, 2017 ²⁷	Posterior 30 inlay-retained FPDs: 13 had 2 dihedral inlays 1 had dihedral and trihedral inlay 6 had partial-coverage crown and dihedral inlay 8 had complete crown and dihedral inlay 2 had complete crown and trihedral inlay	IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent AG) Veneered with pressable fluorapatite glass ceramic (IPS e.max ZirPress; Ivoclar Vivadent AG)	Intaglio surfaces of zirconia frameworks silica coated tribochemically by using Rocotec system (3M ESPE), then silane (Monobond S; Ivoclar Vivadent AG)	Retentive Teeth had existing restorations removed and autopolymerizing resin placed Depending on extent of preexisting defects, abutments prepared for dihedral inlays, trihedral inlays, partial-coverage crowns, and complete crowns	7 prostheses had rubber dam Cotton roll and displacement cords otherwise	Patients randomized into 2 groups: Panavia F (Kuraray America Inc) and Multilink Automix (Ivoclar Vivadent AG) Both used in accordance with manufacturer's recommendations	16	3 secondary caries 1 tooth fracture 2 irreversible pulpitis 1 recurrent severe chronic periodontitis 21 chipping 10 veneer delamination 6 framework fracture	Study financially supported by Ivoclar Vivadent

Des décollements se sont produits dans toutes les études, mais les prothèses pouvaient généralement être recollées.

Le taux cumulé de survie et de complications estimé selon Rathmann et al. est de 12,1% à 10 ans. Ces résultats sont étonnants et à mettre en perspective avec les résultats de Chaar et Kern ainsi que ceux d'Abou Tara et al. qui montrent des taux de survie clinique de 95,8% à 5 ans et 100% à 20 mois respectivement.

Il ressort de cette revue systématique les conclusions suivantes :

1) Pour assembler la zircone, il est recommandé d'utiliser une abrasion avec de l'alumine de 50 µm (Al₂O₃) avec une pression de 0,1 à 0,25 MPa en combinaison avec un ciment résine adhésif contenant un monomère phosphate (10MDP) jusqu'à ce que d'autres études soient disponibles.

2) L'isolation avec la digue est recommandée.

3) Avec des ailettes vestibulaires et linguales correctement conçues et un émaillage minimal, voire inexistant, de la porcelaine, les FPD postérieurs sur inlays, à base de zircone, semblent avoir un taux de survie clinique élevé. Le rôle de l'efficacité de la liaison à cet égard est inconnu (en raison de la présence de multiples variables dans les études sur les bridges postérieurs sur inlays, il est difficile de quantifier la contribution de la liaison résine-zircone au succès clinique).

Özcan et Bernasconi ont quant à eux étudié l'adhésion à la zircone dans le cadre des restaurations dentaires. L'objectif est d'analyser le potentiel d'adhésion des matériaux d'assemblage à base de résine et de verre ionomère à la zircone et de mettre en évidence les principaux facteurs potentiels affectant l'adhérence à ce substrat. Actuellement, aucun consensus n'existe sur le meilleur protocole d'adhésion pour la zircone utilisée en dentisterie (Özcan et Bernasconi 2015).

Conditionnement de surface de la zircone	Matériaux d'assemblage
✓ Contrôle	✓ Bis-GMA
✓ Physico-chimique	✓ MDP
✓ Physique (air abrasion)	✓ 4-META
✓ Chimique (silanes ou primers)	✓ « Auto-adhésifs »
	✓ Verre ionomère

Il ressort plusieurs conclusions de cet article :

1) L'adhérence des matériaux d'assemblage est significativement influencée par la méthode de conditionnement de surface, le type de matériau, la méthode d'essai et les conditions de

vieillessement. En effet, indépendamment des méthodes de conditionnement, l'assemblage avec un composite de collage à base de MDP a montré une modification significative des performances de l'assemblage suivant les conditions de vieillissement thermo-hydrigue et le type de test mécanique utilisé (macroshear et macrotensile). La même constatation peut être faite avec un composite de collage « auto-adhésif ».

2) Cependant, la méta-régression en ajustant les données pour l'influence du thermocyclage n'a indiqué aucun effet significatif sur la performance de l'assemblage en relation avec la méthode de conditionnement de surface, le type de matériau d'assemblage ou la méthode d'essai.

3) La rugosité de surface initiale peut avoir un impact sur les résultats du conditionnement chimique.

4) Dans les méthodes d'abrasion à l'air, la pression et la durée du dépôt des particules conditionnent le niveau de rugosité de surface.

5) Compte tenu des résultats controversés des études, l'utilisation de silanes ou d'apprêts à base d'acide fluorhydrique, de matériaux d'assemblage à base de MDP ou « auto-adhésifs » qui réagissent directement avec les oxydes présents sur la surface de la zircone sont considérés comme de bonnes alternatives aux systèmes d'abrasion à l'air. Les résultats de cette revue ont indiqué que, par rapport aux groupes témoins, le conditionnement physique avec abrasion à l'air semble augmenter l'adhésion. Ainsi, les matériaux d'assemblage résineux à base de monomère MDP ou les ciments « auto-adhésifs » pourraient également bénéficier d'un conditionnement initial.

6) Augmentation de l'adhésion des ciments résineux après conditionnement physico-chimique de la zircone.

7) Les matériaux d'assemblage résineux à base de MDP ont tendance à présenter des résultats plus élevés que ceux des autres types de matériaux lorsqu'ils sont testés à l'aide de tests de macro et micro-traction.

8) Le thermocyclage a diminué les résultats par rapport au groupe témoin, bien que le nombre de cycles ne soit pas normalisé entre les études.

On peut conclure qu'à la lumière des résultats récemment obtenus par Chaar et al. dans leur étude et selon une mise à jour sur le collage à la zircone, le sablage à une pression modérée suivie par des matériaux d'assemblage résineux à base de MDP semble fournir une liaison durable à long terme à la céramique de zircone dans des conditions orales humides et sous contraintes (Castillo-Oyagüe et al. 2018).

3.4 Ajustage

Selon une étude de Bousnaki et al. visant à déterminer les variables affectant l'ajustement marginal et la précision interne des FPD en zircone sur les dents naturelles, la plupart des études (34/41) indiquent que les systèmes de fabrication actuels réalisent des armatures en zircone avec un ajustement marginal et / ou interne cliniquement acceptable. Des facteurs tels que l'angle de convergence de la préparation et le vieillissement ont été signalés comme n'affectant pas la précision d'ajustement des restaurations. (Bousnaki et al. 2020)

Cette étude rapporte notamment que :

1. Les systèmes CAO-FAO sont plus adaptés que les systèmes FAO uniquement.
2. L'augmentation de la longueur de la portée semble avoir un impact négatif sur l'ajustement marginal et interne.
3. L'ajustement marginal a tendance à augmenter après le processus d'émaillage.
4. L'introduction d'une empreinte conventionnelle dans un flux de travail entièrement numérique semble avoir un effet négatif sur l'ajustement marginal.
5. La précision des FPD en zircone est considérablement influencée par les procédés de réalisation utilisés.

Il convient néanmoins de souligner que cette étude ne porte pas sur les bridges sur inlay/onlay. De plus, un nombre non négligeable de facteurs comme : l'hétérogénéité de ces études concernant les matériaux, l'état du frittage, le fabricant et le système de CFAO utilisé, la méthodologie expérimentale, la taille de la pièce prothétique et la longueur de portée

constituent des limites à la fiabilité des résultats obtenus. La plupart des études présentaient un certain nombre de biais.

3.5 Résistance à la fracture

Habekost et coll. ont évalué la résistance à la fracture in vitro des dents restaurées avec différents modèles de restaurations en céramique. Chaque groupe a été préparé avec trois restaurations indirectes consistant en des inlays, des onlays avec seulement un recouvrement cuspidien lingual et des onlays avec un recouvrement cuspidien vestibulaire et palatin. Les résultats ont indiqué que la résistance à la fracture des dents était liée à la quantité de tissu dur enlevé et les inlays ont montré une résistance à la fracture significativement plus élevée que les onlays. Cela suggère que, contrairement à l'utilisation de matériaux métalliques et de résines composites, où le coiffage des cuspides est souvent considéré comme un moyen préféré de renforcer une dent, il faut faire preuve de prudence pour les onlays en céramique.

De plus, le collage des inlays augmenterait la résistance à la fracture de la dent. Cependant, les préparations plus importantes mésio-occluso-distale délabrent de façon importante les cuspides. Par conséquent, la maîtrise de la profondeur et de la largeur totale de toute préparation dentaire doit être nécessaire et suffisante à l'obtention de la rétention, de la résistance de la pièce prothétique et de la mise en œuvre des techniques d'assemblage (Thompson et al. 2010).

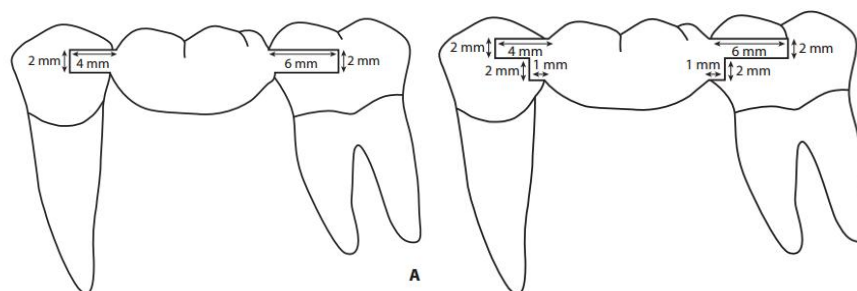
Néanmoins, d'après les résultats de la revue systématique menée par Castillo-Oyagüe et al., en comparant les IRFDP en céramique avec les prothèses retenues par onlay, deux analyses par éléments finis ont confirmé qu'une préparation pour un inlay préserve plus de tissu dentaire mais génère une contrainte mécanique plus élevée en raison de la géométrie des pièces prothétiques (Castillo-Oyagüe et al. 2018).

Gumus et al. ont étudié la résistance à la fracture d'IRFDP fabriqués à partir de trois matériaux différents de zircone monolithique basé sur deux types de préparations et applications avec ou sans thermocyclage. L'assemblage sur les modèles en résine epoxy s'est fait à l'aide d'un ciment adhésif (Panavia F 2.0). L'utilisation des différents matériaux et les

types de préparation de cavité pour la perte d'une seule dent postérieure (1ère molaire mandibulaire) ont généré une résistance à la fracture similaire (pas de différence statistiquement significative).

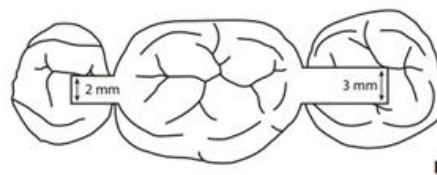
Table 1. Compositions and manufacturers of materials

Brand Name	Manufacturer	Composition (%)
Prettau	ZirconZahn	ZrO ₂ , Y ₂ O ₃ (4-6), Al ₂ O ₃ (<1), SiO ₂ (max. 0.02), Fe ₂ O ₃ (max. 0.01), Na ₂ O (max. 0.04)
Copran Zr	White Peaks Dental Systems	ZrO ₂ , Y ₂ O ₃ (5.15-5.55), Al ₂ O ₃ (0.03-0.07), Fe (0-0.01), others (0-0.02)
Katana	Noritake	ZrO ₂ , Y ₂ O ₃ , others



Cavité en forme de tube

Cavité en forme de boîte



Vue occlusale des cavités en forme de tube et en forme de boîte

1. Les IRFDP fabriqués à partir des trois différents blocs de zircone monolithique avaient une résistance à la fracture similaire avec et sans thermocyclage.
2. La résistance à la fracture était supérieure à celle nécessaire pour une restauration postérieure.
3. Le thermocyclage équivalant à 1 an de vieillissement n'a pas d'effet sur la résistance des restaurations en zircone.
4. La résistance à la fracture des restaurations avec des cavités tubulaires et en forme de boîte ne différait pas.

EFFET DES CARACTERISTIQUES DU TEST IN VITRO

Waldecker et al. ont analysé la résistance à la fracture des IRFDPs à base de zircon (émaillée et monolithique) afin d'identifier les corrélations entre une configuration de test in vitro et la situation clinique. Il a été démontré que les résultats varient selon le ban d'expérimentation utilisé.

D'après cette étude, l'utilisation de dents en résine a conduit à une sous-estimation de la résistance à la fracture alors que la résistance à la fracture des IRFDPs sur les dents piliers métalliques était proche de la référence clinique. De plus, un support rigide (sans résilience parodontale) serait susceptible d'entraîner une surestimation de la résistance à la fracture. La nature du matériau du pilier in vitro peut donc affecter la résistance à la fracture des FPDs céramiques (Waldecker et al. 2019).

A propos de notre sujet, il a été montré qu'en ce qui concerne l'effet de la mobilité et du matériau des dents piliers sur la résistance relative à la fracture pour une probabilité de rupture de 50% pour la zircon, l'effet du module de Young du ciment était très faible.

La comparaison de la probabilité de 50% d'échec pour les IRFPD monolithiques et émaillés avec une charge axiale et oblique n'a révélé aucune différence entre les deux conditions de chargement lorsque les dents piliers étaient supportées de manière élastique. Pour les dents piliers à support rigide, une surévaluation de la résistance à la fracture a été observée pour la zircon et la céramique d'émaillage. De plus, concernant la céramique d'émaillage, l'effet du matériau de la dent de pilier sur la formation de fissures est négligeable lorsque les dents de pilier supportées de manière élastique sont utilisées.

Dans le cas de couronnes de recouvrement total, la restauration est soutenue par les dents piliers, ce qui entraîne des résistances à la fracture plus élevées. Plus le module de Young des dents pilier est élevé, plus cet effet est important. Il pourrait être tentant de transposer les résultats obtenus avec les couronnes pleines aux bridges sur inlays mais ceci n'est pas raisonnable compte tenu des géométries totalement différentes des dispositifs.

Dans leur étude in-vitro, Kermanshah et al. ont cherché à comparer la résistance à la rupture des FPD en céramique à 3 éléments remplaçant la 2^{ème} PM maxillaire. L'étude a été réalisée

sur des dents naturelles et les racines des dents ont été recouvertes d'une fine couche d'un matériau d'empreinte élastomère léger afin de simuler le ligament parodontal. Trois groupes de test (IRFPD selon la préparation décrite par Thompson et al.) et un groupe témoin (FPD à couverture complète) ont été étudiés. Les matériaux suivants ont été utilisés : (zircone monolithique partiellement frittée)

- ✓ Groupe témoin en zircone monolithique (Zr-FPD)
- ✓ IRFPD en zircone monolithique (Zr-IRFPD)
- ✓ IRFPD en zircone monolithique revêtu intérieurement d'une couche de porcelaine feldspathique (ZrC-IRFPD)
- ✓ IRFPD en silicate de lithium renforcé de zircone, Vita Suprinity (VS-IRFPD)

Selon cette étude in vitro :

-La résistance à la rupture de l'IRFPD à 3 unités a été significativement affectée par les types de céramiques, mais la conception de la retenue et le traitement de surface dans les groupes Zr n'ont pas montré d'effet significatif.

-L'utilisation d'une colle contenant du MDP pourrait avoir abouti à une interface adhésive stable pendant 5000 cycles de thermocyclage en charge statique. En outre, deux méthodes de conditionnement de surface des FPD en zircone monolithiques sur inlays étaient comparables en ce qui concerne la capacité de charge.

-Les résultats pourraient indiquer la grande importance du collage pour le succès des IRFPD céramiques compte tenu de la surface réduite pour le collage.

-Parmi les matériaux testés, les IRFPD à base de zircone monolithique ont montré des résultats prometteurs, donnant des résistances à la rupture comparables aux charges de fracture des FPD en zircone monolithique des couronnes à recouvrement total.

-Sur la base des résultats de cette étude, pour le remplacement de la 2^{ème} PM, il n'y avait pas de différence significative dans la résistance à la fracture des prothèses partielles fixes sur inlays et des couronnes à recouvrement total en zircone monolithique sous charge statique lorsqu'une connexion de 12 mm² était réalisée. En revanche, les prothèses partielles fixes sur inlays en silicate de lithium renforcées de zircone ont montré une capacité de la résistance à la fracture nettement inférieure. Tous les échecs étaient de nature cohésive dans les

matériaux céramiques et les zones de connexion étaient les parties les plus faibles des reconstructions.

Néanmoins, il est important de relever certaines limites en termes de pertinence clinique, en particulier en ce qui concerne la charge de fatigue mécanique. Par conséquent, d'autres études *in vitro* avec un nombre plus élevé de cycles thermiques et une charge mécanique dans un environnement oral artificiel sont nécessaires afin d'obtenir des informations pour évaluer la performance clinique à long terme de ces restaurations. En effet, la transposition de ces résultats issus d'études *in vitro* dans la réalité de la cavité buccale n'est pas pertinente.

De plus, d'après la revue de littérature de Castillo-Oyagüe et al. la taille du pontique doit également être prise en compte, car les restaurations remplaçant les prémolaires ont montré une résistance à la fracture plus élevée que celles remplaçant les molaires lors d'une expérience en laboratoire (Castillo-Oyagüe et al. 2018).

3.6 Survie, succès, échec et complications

Article	Matériaux et type de préparation	Taux de survie/échec	Complications
Five-year clinical outcome of posterior zirconia ceramic inlay-retained FDPs with a modified design (Chaar et Kern 2015)	Chape en zircone et émaillage en céramique feldspathique <i>-2 inlays avec ailettes additionnelles</i>	95,8% à 5 ans	A 5 ans : <ul style="list-style-type: none"> ✓ Décollement 6,9% ✓ Ecaillage de la céramique d'émaillage 10,5% ✓ Carie secondaire 8,1%
All-ceramic inlay-retained fixed dental prostheses: An update (Chaar et al. 2015)	Infrastructure en métal noble <i>-2 inlays MOD séparés avec un attachement intra-coronaire + ciment</i> <i>-2 inlays + collage</i>	87,7% à 5ans	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Caries secondaires ✓ Perte de rétention
	Infrastructure en composite renforcé en fibres <i>-2 inlays + collage</i>	< 80% à 5 ans	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Décoloration ✓ Exposition des fibres (dû à l'usure du composite de placage) ✓ Dégradation de l'intégrité marginale
	Infrastructure en disilicate de lithium <i>-2 inlays + collage</i>	57% à 5 ans et 38% à 8 ans	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Décollement → surface de collage principalement dentinaire ✓ Fracture → une perte de rétention inaperçue dans la boîte d'incrustation proximale entraîne des concentrations de contraintes élevées dans la petite zone de l'isthme de l'inlay, ce qui augmente considérablement le risque de fracture ✓ Fracture + décollement au niveau de l'isthme de l'inlay → contraintes élevées au niveau de l'interface adhésive au niveau du

			pontique lors de la mastication
	<p>Infrastructure en zircone -2 inlays ou inlay/couronne + collage -2 inlays avec ailettes additionnelles + collage</p>		<ul style="list-style-type: none"> ✓ Décollement ✓ Ecaillage de la céramique d'émaillage ✓ Fracture de l'infrastructure
<p>Fifteen-year outcome of posterior all-ceramic inlay-retained fixed dental prostheses (Becker et al. 2019)</p>	<p>IRFDP en disilicate de lithium</p>	<p>Echec : 73% à 234 mois</p> <p>Survie pour les IRFDP : 57% à 5 ans, 38% à 8 ans et 22% à 15 ans</p> <p>Survie pour les FDP à rétention hybride : 100% à 5 ans, 60% à 8 ans et aussi 60% à 15 ans</p>	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Pathologie pulpaire ✓ Caries secondaires ✓ Décollement ✓ Fracture
<p>Veneered zirconia inlay-retained fixed dental prostheses: 10-Year results from a prospective clinical study (Rathmann et al. 2017)</p>	<p>IRFDP à base de zircone stabilisée à l'yttria entièrement émaillée avec de la céramique pressable</p> <p>-inlay / inlay -inlay / couronne complète -inlay / couronne partielle</p>	<p>Survie cumulée à 10 ans : 12,1%</p> <p>Succès cumulé à 10 ans : 0%</p>	<p>A 10 ans :</p> <p>Carie secondaire : 10%</p> <p>Fracture dentaire : 3,3%</p> <p>Pulpite irréversible : 6,7%</p> <p>Parodontite sévère chronique récurrente : 3,3%</p> <p>Fissure de la céramique d'émaillage entre l'inlay et le pontique : 3,3%</p> <p>Ecaillage de la céramique d'émaillage au niveau de l'inlay: 53,3%</p> <p>Ecaillage de la céramique d'émaillage au niveau du pontique : 13,3%</p> <p>Délaminage de la céramique d'émaillage au niveau de l'inlay : 30%</p> <p>Délaminage de la céramique d'émaillage au niveau du pontique : 3,3%</p> <p>Fracture de l'infrastructure : 20%</p>

			Décollement : 53,3%
A systematic review of the survival and complication rates of inlay-retained fixed dental prostheses. (Chen et al. 2017)	Céramo-métallique (CM) et Céramo-céramique (CC)	Taux d'échec annuel : 3,78% (au total : 29 échecs parmi les 73 IRFDP CC et 23 échecs parmi les 152 IRFDP CM)	Taux annuel : <ul style="list-style-type: none"> ✓ Caries secondaires : 1,08% -3 cas/ 152 (CM) -6 cas/73 (CC) ✓ Décollement : 2,12% -18 cas/152 (CM) -11 cas/73 (CC) ✓ Fracture armature : -1 cas/152 (CM) -21 cas/73 (CC) (toutes les fractures sont survenues parmi les IRFDP en vitrocéramique) ✓ Fracture émailage : -taux annuel 2,18% (CC + CM)
	Composite renforcé en fibres (FRC)	Taux d'échec annuel : 1,42%	Taux annuel : <ul style="list-style-type: none"> ✓ Caries secondaires : 0,19% ✓ Décollement : 0,27% ✓ Fracture armature : 0 ✓ Fracture émailage : 4,62%

L'interface entre le métal et le matériau d'assemblage peut être le point le plus faible des RBFDP⁴ à base de métal (Chen et al. 2017).

D'après Harder et al., les IRFDP fabriqués à partir de vitrocéramique au disilicate de lithium pressée à chaud présentent un taux d'échec élevé dû à leurs propriétés mécaniques insuffisantes en rapport aux forces de mastication postérieures et à une charge de contrainte élevée au niveau de l'isthme de l'inlay. Plusieurs études en laboratoire ont montré une propriété de résistance élevée pour les IRFDP à base de zircon par rapport à ceux en vitrocéramique (Chen et al. 2017). Les résultats cliniques obtenus pour la céramique au disilicate de lithium ont déconseillé l'utilisation de ce matériau pour la construction de prothèses sur inlays (Castillo-Oyagüe et al. 2018).

Dans l'ensemble, les IRFDPs en zircon ont démontré un taux de survie supérieur à ceux en vitrocéramique, ce qui était en accord avec les résultats des études cliniques précédentes (Chen et al. 2017).

La technique d'incrustations par ailettes vestibulaires et linguales en zircon introduite par Wolfart et al. en 2006 puis étudiée lors d'une étude prospective de 5 ans semble très prometteuse avec un taux de survie à 5 ans de 95,8% (Chen et al. 2017).

Les IRFDP à base de zircon ont démontré des taux de survie élevés allant de 90% à 95% à moyen terme et les complications rapportées (écaillage, délaminations et/ou le désassemblage), n'ont pas nécessité le remplacement des prothèses. Néanmoins, leurs succès à long terme doivent être évalués (Castillo-Oyagüe et al. 2018).

Les IRFDP en composite renforcées en fibre peuvent être plus économiques que les RBFDP sans métal et présentent des performances esthétiques et fonctionnelles acceptables. Le FRC a un module d'élasticité plus proche de celui de la dentine, tandis que le matériau tout céramique a une faible ténacité et est sujet à la fracture. De plus, les fibres tissées peuvent renforcer la résistance et la rigidité des résines composites dans deux directions. Ce qui expliquerait qu'aucun cas de fracture de la charpente n'ait été signalé dans le groupe FRC.

Par ailleurs, le taux plus faible de caries secondaires pourrait s'expliquer par le taux annuel plus faible de décollement grâce à la meilleure capacité de liaison entre les résines et le FRC.

⁴ Resin bonded fixed dental protheses

Les FRC IRFDP présentent donc des résultats cliniques initiaux prometteurs (taux de survie annuel supérieur à celui des IRFDP à base de métal et tout céramique) mais la plupart des études incluses sur les FRC IRFDP avaient un suivi restreint à 2-3 ans.

Une revue systématique précédente menée par Van Heuman et al. a montré que le taux de survie des FRC FDP liés à la résine était de 73% à 4,5 ans. De plus, la fracture du composite d'émaillage et la décoloration ont un impact négatif sur la longévité des FRC IRFDP.

Les FRC IRFDP peuvent être recommandés comme restauration mini-invasive de court terme. (Chen et al. 2017)

3.7 Discussion

La présente revue de la littérature est soumise à de nombreux biais et un niveau de preuve limité ; il est donc difficile de tirer de réelles conclusions.

Néanmoins, il ressort que la zircone semble présenter la meilleure résistance à la rupture parmi les céramiques dentaires. La préparation de bridge sur inlay avec des ailettes amélaire vestibulaires et linguales paraît prometteuse et la technique d'assemblage qui se démarque utilise le sablage et une colle contenant du 10MDP. Les ailettes permettraient d'améliorer la distribution des contraintes ainsi que d'augmenter la zone de liaison adhésive à l'émail. Le protocole de collage conditionnant le succès de cette thérapeutique, la rigueur est de mise et l'utilisation de la digue est fortement recommandée. La survie à 20 mois et 5 ans est très encourageante, mais ces résultats sont à mettre en contradiction avec la survie estimée à 10 ans qui semble, quant à elle, très limitée.

Pour étudier avec précision les résultats pronostiques à moyen et à long terme des IRFDP, il existe un besoin urgent d'études cliniques à long terme. Une sélection des cas, une conception raisonnable de l'armature, une préparation précise des dents, ainsi qu'une procédure de scellement adhésive minutieuse peuvent déterminer le succès clinique des IRFDP (Chen et al. 2017).

L'amélioration de la translucidité de la zircone peut permettre de fabriquer des IRFDP en pièces monolithiques. Bien que cela puisse représenter une solution appropriée pour éviter le problème d'écaillage, d'autres études sont nécessaires pour atteindre suffisamment de

preuves scientifiques avant de recommander des IRFDP monolithiques à base de zircone pour une utilisation de routine (Castillo-Oyagüe et al. 2018).

4 Illustration avec un cas clinique et sur modèle Kavo

4.1 Cas clinique

L'idée de cette thèse étant apparue suite à la réalisation d'un bridge sur inlay en métal, à l'arcade maxillaire, chez un patient du Pr Tavernier en mars 2020 puis scellé en mai 2020 ; l'idée a donc été de réaliser le bridge sur inlay en zircone sur le modèle de travail ayant permis sa réalisation. Aucune modification de préparation n'a été entreprise (présence des slices concaves en proximal).



Photographies intra-orales et sur modèle de travail de la préparation du bridge métallique et de la pièce prothétique

La réalisation du bridge en zircone a été rendu possible grâce à la collaboration du laboratoire de prothèse Edentech. Le bridge a été réalisé après scan du modèle de travail. L'infrastructure en zircone a été réalisée à partir de zircone pré-frittée.



Photographie du bridge sur inlay en zircone – vue vestibulaire



Photographie du bridge sur inlay – vue palatine



Photographie du bridge sur inlay en zircone – vue palatine



Photographie de l'intrados du bridge sur inlay en zircone



Photographie du bridge sur inlay en zircone – vue occlusale

Le bridge présente une adaptation marginale insuffisante, liée à une lecture des limites difficiles compte tenu de la préparation très raide et des limites du scannage du modèle. En revanche, l'adaptation au niveau des slices concaves est très satisfaisante. Les potentiels facteurs limitant peuvent venir de l'inclusion d'une empreinte optique réalisée à partir du modèle de travail. De plus, la technicité requise nécessite un équipement et une maîtrise du travail de la zircone par le laboratoire de prothèse.

4.2 **Modèle Kavo**

4.2.1 Préparation de bridge sur inlay avec ailettes vestibulaires et linguales

Afin d'aller au bout de ce travail, nous avons décidé de réaliser sur un modèle Kavo la préparation de bridge sur inlay décrite par Wolfart et al. en 2006 qui a la particularité de présenter des ailettes vestibulaire et linguale, préparées dans la surface de l'émail. Le bridge en zircone a de nouveau été confectionné par le laboratoire Edentech. L'infrastructure en zircone a été réalisée à partir de zircone pré-frittée.





Photographies de la préparation du bridge à ailettes sur modèle Kavo et des différentes pièces prothétiques réalisées

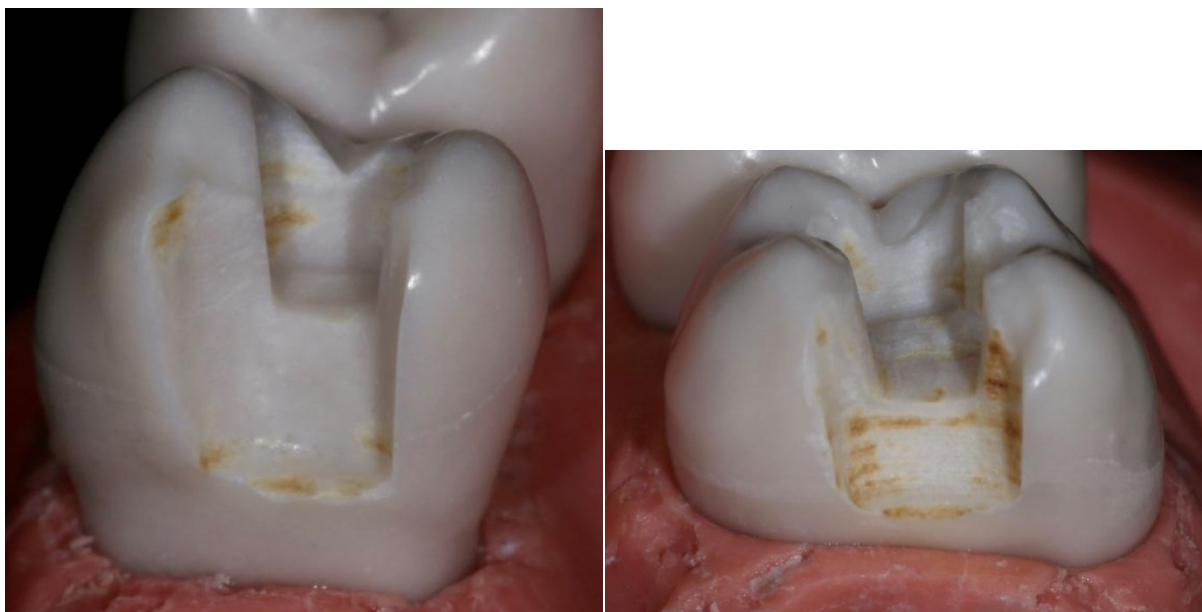
Le laboratoire Edentech nous a fait part de ses difficultés pour la réalisation de ce bridge. En effet, les ailettes, fragiles, se sont cassées à plusieurs reprises. Le bridge a finalement pu être réalisé sans fracture mais l'adaptation des ailettes est insuffisante, en sur-contour. La technicité requise et l'usinage de la zircone pré-frittée semblent être des freins dans la réalisation de ce bridge, qui, sur papier, semble prometteur. En effet, la zircone pré-frittée est fragile, il est donc difficile d'usiner les ailettes sans qu'elles ne se fracturent.

4.2.2 Préparation de bridge sur inlay

Enfin, suite à ces résultats peu satisfaisants, nous avons décidé de réaliser une dernière préparation pour inlay support de bridge, reprenant les principes décrits par Thompson et al.



Photographie de la préparation sur modèle Kavo du bridge sur inlay



Photographies des préparations pour inlay – occluso-distale (15) et occluso-mésiale (17)



Photographie du bridge sur inlay en zircone – vue occlusale



Photographie du bridge sur inlay en zircone – vue vestibulaire



Photographie de la pièce prothétique en zircone – vue vestibulaire



Photographie de l'intrados de la pièce prothétique en zircone

Tenant compte des recommandations et des discussions que nous avons eues avec le laboratoire Edentech sur le cas précédent du bridge à ailettes, nous avons modifié les préparations afin de supprimer les parties fragiles.

Ces préparations sont des préparations tout à fait conventionnelles avec une dépouille de l'ordre de 10°.

Nous pouvons observer une amélioration de l'adaptation aux limites des préparations. Néanmoins, un hiatus subsiste en occlusal au niveau du pan lingual.

Conclusion

Nous avons vu au cours de cette thèse que les bridges sur inlay / onlay en métal ne sont plus vraiment d'actualité pour des raisons principalement esthétiques. Leur assemblage s'effectue avec des ciments de scellement. La rétention de la prothèse est assurée mécaniquement, ce qui nécessite la préparation d'une géométrie rétentive des tissus dentaires.

L'apport de nouveaux matériaux, notamment l'oxyde de zirconium, utilisables grâce à l'essor de la CFAO dentaire et les avancées réalisées dans les techniques d'assemblage et ses propriétés mécaniques proches des alliages métalliques, restriction faite de la ténacité, ont permis une avancée majeure et occupent une place de choix dans nos thérapeutiques actuelles.

Avec les techniques d'assemblage par collage, la rétention du bridge sur inlay en zircone est assurée de manière physico-chimique (imbrication de l'adhésif dans les réseaux de collagènes des tissus). Cela permet une préparation minimale des surfaces de collage, dans le respect des propriétés mécaniques du matériau de restauration. Reste cependant la question de la performance du collage pour l'interface matériau d'assemblage / surface de la céramique compte tenu du potentiel d'adhésion de la Zircone.

Ce type de dispositif prothétique peu invasif permet notamment de préserver au maximum une dent vivante sur l'arcade dentaire par une minimisation d'apparitions ou récurrences de maladies carieuses. Le joint de collage assure une meilleure étanchéité aux bactéries que la technique traditionnelle de scellement (Tapie et al. 2019). Il ressort de cette revue que l'assemblage le plus performant fait intervenir la méthode par sablage et l'utilisation d'une colle contenant du 10MDP, le tout réalisé sous digue.

Le fait d'assembler par un composite de collage entraîne, d'une part, des modifications de préparation qui vont, en théorie, dans le sens de la préservation tissulaire. Cependant, il faut que ces préparations soient en adéquation avec la résistance mécanique des matériaux, et plus précisément de la zircone. D'autre part, il faut souligner que la zircone a un potentiel d'adhésion limité : le sablage peut l'améliorer mais cela induit un risque pour la résistance mécanique (Denry et Kelly 2008).

Les études à propos des bridges sur inlay/onlay en oxyde de zirconium sont récentes et de plus en plus nombreuses, il s'agit donc d'un sujet d'actualité qui - peut-être - nous permettra d'inclure cette thérapeutique dans notre arsenal dans les années à venir. Le taux de survie de 95,8% à 5 ans des bridges sur inlays avec des ailettes vestibulaires et linguales semble très prometteur selon l'étude menée par Chaar et Kern ; mais il s'agit d'une étude à moyen terme. Des études à long terme sont donc indispensables afin d'établir - ou non - des recommandations fiables concernant le choix de cette thérapeutique. De plus, comme on a pu le voir lors de notre réalisation du bridge sur inlay confectionné par le laboratoire Edentech, une grande technicité et un équipement très coûteux semble requis, ce qui à l'heure actuelle ne semble pas à la portée de tous les laboratoires de prothèse.

L'écaillage de la facette de céramique feldspathique est une complication majeure de ces restaurations. La zircone monolithique semblerait être une bonne alternative, bien qu'elle présente encore des inconvénients concernant son opacité, toutefois moins gênante en secteur postérieur. Les qualités esthétiques de la zircone monolithique sont améliorées avec les zircons de 3^{ème} génération grâce à une meilleure translucidité mais la résistance à la fracture et la ténacité sont diminuées ; ce qui ne permet pas, à l'heure actuelle, son utilisation en secteur postérieur.

Bien que l'assemblage de la zircone par collage semble prometteur et plus commun que son assemblage par scellement, il semblerait intéressant de se questionner sur ce dernier, en étudiant la nature des lésions chimiques qui pourraient se créer entre la zircone et le matériau d'assemblage.

Bibliographie

Ashby MF. *Materials Selection in Mechanical Design*. 5e édition. Oxford:Butterworth-Heinemann; 2016.

Attal J, Tirlet G. Le cantilever : une nouvelle géométrie pour les bridges collés. *Réal Clin*. 2015;26(1):25-34.

Bartala M, Marslen L. Zirconie et polissage. *L'information Dent*. 2020;16:25-28.

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

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*. 2017;117(4):459-462.

Bömicke W, Rathmann F, Pilz M, Bermejo JL, Waldecker M, Ohlmann B, et al. Clinical performance of posterior inlay-retained and wing-retained monolithic zirconia resin-bonded fixed partial dentures : stage one results of a randomized controlled trial. *J Prosthodont* 2020;0:1-10.

Bousnaki M, Chatziparaskeva M, Bakopoulou A, Pissiotis A, Koidis P. Variables affecting the fit of zirconia fixed partial dentures : systematic review. *J Prosthet Dent*. 2020;123(5):686-692.e8.

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*. 2018;62(1):10-23.

Chaar MS, Kern M. Five-year clinical outcome of posterior zirconia ceramic inlay-retained FDPs with a modified design. *J Dent*. 2015;43(12):1411-1415.

Chaar MS, Passia N, Kern M. All-ceramic inlay-retained fixed dental prostheses : an update. *Quintessence Int*. 2015;46(9):781-788.

Chen J, Cai H, Suo L, Xue Y, Wang J, Wan Q. A systematic review of the survival and complication rates of inlay-retained fixed dental prostheses. *J Dent*. 2017;59:2-10.

Déjou J. *Les céramiques*. Société Francophone des Biomatériaux Dentaires; 2009.

Denry I, Kelly J. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*. 2008;24(3):299-307.

Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res*. 2014;93(12):1235-1242.

Durand JC, Pourreyron L, Bennasar B, Jacquot B, Fages M. Céramiques dentaires : de leurs évolutions aux implications cliniques. EMC - Odontologie. 2019;14(1):1-15 [Article 23-065-G-10].

Folch H, Abgrall S, Armand S, Verge J. Bridges collés. EMC - Odontologie. 2000:1-5 [Article 23-280-A-10].

Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtai R. Zirconia based dental ceramics : structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. Dalton Trans. 2016;45(48):19194-19215.

Gumus HS, Polat NT, Yildirim G. Evaluation of fracture resistance of inlay-retained fixed partial dentures fabricated with different monolithic zirconia materials. J Prosthet Dent. 2018;119(6):959-964.

Harter J, Sarfati E. Les préparations pour inlays et onlays métalliques scellés unitaires ou moyens d'ancrage de bridge. Réalité Clin. 1996;7(4):499-512.

Haute Autorité de Santé. Niveau de preuve et gradation des recommandations de bonne pratique [Internet]. 2013 [cité 4 mars 2021]. Disponible sur: https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/2013-06/etat_des_lieux_niveau_preuve_gradation.pdf

Haute Autorité de Santé. Évaluation des prothèses plurales en extension (bridges cantilever) et des prothèses plurales collées (bridges collés) [Internet]. 2016 [cité 21 déc 2020]. Disponible sur: https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/2015-09/cadrage_bridges_dentaires_vd.pdf

Kermanshah H, Motevasselian F, Kakhaki SA, Özcan M. Effect of ceramic material type on the fracture load of inlay-retained and full-coverage fixed dental prostheses. Biomater Investig Dent. 2020;7(1):62-70.

Kondracki T, Pigot J, Machureau M. Bridges inlays-onlays pour le traitement des édentements unitaires : formes cliniques. Cah Prothèse. 2009;145:39-47.

Lanoiselée E. La zircone dans tout ses états [Internet]. Dental espace. 2020. Disponible sur: <https://www.dentalespace.com/praticien/formationcontinue/la-zircone-dans-tous-ses-etats/>

Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM : current status and future perspectives from 20 years of experience. Dent Mater J. 2009;28(1):44-56.

Nahmias F, David DJ. Évaluation des prothèses plurales en extension (bridges cantilever) et des prothèses plurales collées (bridges collés). HAS; 2016.

Oudin Gendrel A, Allard Y, Lehmann N, Sangare A. Collage en odontologie. EMC - Médecine buccale. 2015;10(3):1-8 [Article 28-220-P-10].

Özcan M, Bernasconi M. Adhesion to zirconia used for dental restorations : a systematic review and meta-analysis. J Adhes Dent. 2015;17(1):7-26.

Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) ? A systematic review of the survival and complication rates. Part II : Multiple-unit FDPs. *Dent Mater.* 2015;31(6):624-639.

Quigley NP, Loo DSS, Choy C, Ha WN. Clinical efficacy of methods for bonding to zirconia : a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2021;125(2):231-240.

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.* 2017;64:68-72.

Shillingburg H, Sather D, Wilson E, Cain J, Mitchell D, Blanco L, et al. Preparations for partial coverage crowns. In: *Fundamentals of fixed prosthodontics*. 4th edition. Hanover Park: Quintessence Publishing Co Inc; 2012. p. 165-191.

Tapie L, Lebon N, Shindo K. CFAO en ingénierie biomédicale - Dentisterie prothétique numérique. In: *Techniques de l'ingénieur* [Internet]. 2019:1-26. Disponible sur: <https://www-techniques-ingenieur-fr.ezproxy.u-paris.fr/res/pdf/encyclopedia/42511210-med7310.pdf>

Thompson MC, Thompson KM, Swain M. The all-ceramic, inlay supported fixed partial denture. Part 1. Ceramic inlay preparation design : a literature review. *Aust Dent J.* 2010;55(2):120-127.

Viennot S, Malquarti G, Allard Y. Économie tissulaire et esthétique. *Cah Prothèse.* 2003;(124).

Viennot S, Malquarti G, Allard Y, Pirel C. Différents types de bridges. *EMC - Médecine buccale*; 2008:1-26 [Article 28-680-C-10].

Viennot S, Malquarti G, Pirel C. Les onlays, moyens d'ancrage de bridge. *Cah Prothèse.* 2004;(125):7-15.

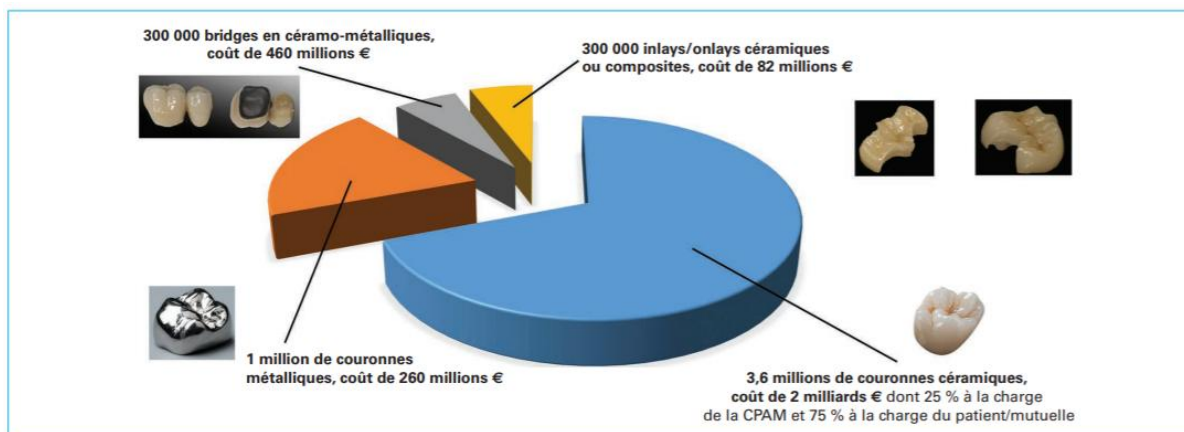
Waldecker M, Rues S, Rammelsberg P, Bömicke W. Validation of in-vitro tests of zirconia-ceramic inlay-retained fixed partial dentures : a finite element analysis. *Dent Mater.* 2019;35(3):e53-e62.

Zhang Y, Lawn BR. Novel zirconia materials in dentistry. *J Dent Res.* 2018;97(2):140-147.

ANNEXES

ANNEXE 1

Marché annuel français de la dentisterie prothétique (Crédit CNSD) (Tapie et al. 2019)



ANNEXE 2

Tableau comparatif inlay/onlay d'obturation et onlay moyen d'ancrage de bridge (Harter et Sarfati 1996)

	Inlay/Onlay d'obturation	Onlay moyen d'ancrage de bridge
Conception générale	<ul style="list-style-type: none"> Inlay et Onlay 	<ul style="list-style-type: none"> Onlay, exceptionnellement inlay
Contre-indications	<ul style="list-style-type: none"> Dents antérieures Esthétique 	<ul style="list-style-type: none"> Dent trop courte Pronostic pulpaire défavorable Indice de le Huche défavorable Malposition (axe d'insertion) Dents antérieures
Caractéristiques de la préparation	<ul style="list-style-type: none"> Atypique Utilisation et aménagement des cavités existantes 	<ul style="list-style-type: none"> Typique Dent généralement quasi-intacte
Principes de préparation	<p>1-Forme de résistance (résistance à la fracture de la dent et résistance structurale de l'inlay)</p> <p>2-Forme de rétention (cavité rétentive + élément de stabilisation)</p> <p>3- Forme de contour (bords protégés = biseautage de l'émail)</p> <p>4-Forme simple ; insertion facile</p> <p><i>Pour les onlays moyens d'ancrage de bridge, aucun de ces 4 principes ne tolère de concession</i></p>	

ANNEXE 3

Bridge collé en métal : Préparations amélaire (Folch et al. 2000)

Technique de pénétration contrôlée : réduction uniforme de toute la surface recevant l'ancrage du bridge (0,5mm-0,6mm environ)

Étapes	Instruments	Réalisation
1- Ebauche du congé périphérique	Fraise boule diamantée	Report en bouche, à partir du projet prothétique, des limites définies pour le bridge - <u>Ligne de finition cervicale</u> : à 1mm de la gencive marginale et/ou 1mm de la jonction amélo-cémentaire - <u>Lignes de finitions proximales</u> : congé accentué au niveau des surplombs proximaux. La position vestibulo-linguale du congé est dépendante de l'axe d'insertion choisi. Il doit être le plus proche possible du point de contact afin de ceinturer la dent. - <u>Ligne de finition occlusale</u> : sur le versant vestibulaire de la cuspide linguale (recouvre la pointe cuspidienne)
2- Pénétration contrôlée	Fraise boule diamantée	Rainures de 0,5mm de profondeur sur la surface d'ancrage du bridge
3- Réunion des rainures		Réunion des rainures

Bridge collé en métal : Préparations spécifiques (Folch et al. 2000)

Etapas	Instruments	Réalisation
1- Préparation des parois axiales	Fraise diamantée cylindrique à congé quart de rond	Mettre de dépouille les parois axiales. Les génératrices doivent être parallèles à l'axe d'insertion.
2- Préparation des butées d'enfoncement		Réalisation dans l'émail de logettes d'appui proximales ou de tranchées occlusales au niveau des sillons principaux.
3- Préparation des systèmes de verrouillage	Instrument diamanté cylindrique à épaulement	<p><u>Rainures</u></p> <p>La dent doit être assez large. Les rainures sont prévues par paires pour assurer un effet de pince en étant le plus diamétralement opposées.</p> <p>-Rainure proximale à l'édentement : située au plus près de l'angle vestibulo-proximal afin de ceinturer la dent sur le plus grand périmètre possible.</p> <p>L'utilisation de la fraise se fait dans un axe de travail parallèle à l'axe d'insertion choisi.</p> <p>-Profondeur : au moins égale au rayon de l'instrument.</p> <p>-Hauteur : doit être suffisante pour s'opposer aux mouvements de rotation</p> <p>-Base : à distance des limites périphériques pour éviter toute infiltration d'une zone présentant parfois des plages dentinaires</p>
	Foret du système de préparation utilisé pour tenons calibrés cylindriques	<p><u>Tenons dentinaires</u> :</p> <p>Réalisés quand les rainures ne sont pas réalisables ou en complément de celles-ci.</p> <p>-Position :</p>

		<ul style="list-style-type: none"> ✓ à distance des lignes de finition de la préparation (pour éviter les phénomènes de percolation) ✓ à distance de l'axe pulpaire (l'axe d'insertion du bridge est choisi proche de l'axe de la dent pour limiter les risques d'effraction pulpaire) <p>Cette position est matérialisée par un avant-trou de 0,5 mm de profondeur.</p> <ul style="list-style-type: none"> -Diamètre du logement : 0,6 ou 0,7 mm -Profondeur du logement : inférieure ou égale à 2 mm <p>En fonction des forces en présence, les dimensions de ces systèmes de verrouillage doivent être adaptées, quitte à réaliser des effractions dentinaires plus importantes.</p>
--	--	---

ANNEXE 6

Generation of Representative Dental Zirconias and Glass-Ceramics (Zhang et Lawn 2018)

Generation: Material	Manufacturer	Composition ^a	<i>E</i> , GPa	<i>T</i> , MPa·m ^{1/2}	<i>S</i> , GPa
Zirconia					
1					
Lava Frame	3M ESPE	3Y-TZP (<15% <i>c</i>)	200 to 210	3.5 to 4.5	1.2 to 1.5
Prettau Zirconia	Zirconzhan	3Y-TZP (<15% <i>c</i>)	200 to 210	3.5 to 4.5	1.2 to 1.4
KaVo Everest ZH	KaVo Dental	3Y-TZP (<15% <i>c</i>)	200 to 210	3.5 to 4.5	1.2 to 1.4
Vita YZ T	Vita Zahnfabrik	3Y-TZP (<15% <i>c</i>)	200 to 210	3.5 to 4.5	1.1 to 1.3
Zenostar MO	Wieland Dental	3Y-TZP (<15% <i>c</i>)	200 to 210	3.5 to 4.5	1.0 to 1.3
2					
Lava Plus	3M ESPE	3Y-TZP (<15% <i>c</i>)	200 to 210	3.5 to 4.5	1.1 to 1.3
Cercon ht	Dentsply Sirona	3Y-TZP (<15% <i>c</i>)	200 to 210	3.5 to 4.5	1.1 to 1.3
Vita YZ HT	Vita Zahnfabrik	3Y-TZP (<15% <i>c</i>)	200 to 210	3.5 to 4.5	1.0 to 1.2
Bruxir Full-Strength	Glidewell	3Y-TZP (<15% <i>c</i>)	200 to 210	3.5 to 4.5	1.0 to 1.2
Zpex	Tosoh	3Y-TZP (<15% <i>c</i>)	200 to 210	3.5 to 4.5	0.9 to 1.1
Zenostar T	Wieland Dental	3Y-TZP (<15% <i>c</i>)	200 to 210	3.5 to 4.5	0.9 to 1.1
Luxisse Dental	Heany	3Y-TZP (<15% <i>c</i>)	200 to 210	3.5 to 4.5	0.9 to 1.1
Katana HT/ML	Kuraray Noritake	3Y-TZP (<15% <i>c</i>)	200 to 210	3.5 to 4.5	0.9 to 1.1
inCoris TZI	Dentsply Sirona	3Y-TZP (<15% <i>c</i>)	200 to 210	3.5 to 4.5	0.9 to 1.1
3					
Zpex 4	Tosoh	4Y-PSZ (>25% <i>c</i>)	200 to 210	2.5 to 3.5	0.8 to 1.0
IPS e.max ZirXAD MT	Ivoclar Vivadent	4Y-PSZ (>25% <i>c</i>)	200 to 210	2.5 to 3.5	0.8 to 0.9
Zenostar MT	Wieland Dental	4Y-PSZ (>25% <i>c</i>)	200 to 210	2.5 to 3.5	0.6 to 0.8
Katana ST/STML	Kuraray Noritake	4Y-PSZ (>25% <i>c</i>)	200 to 210	2.5 to 3.5	0.6 to 0.8
Lava Esthetic	3M ESPE	5Y-PSZ (>50% <i>c</i>)	200 to 210	2.2 to 2.7	0.7 to 0.9
Cercon xt	Dentsply Sirona	5Y-PSZ (>50% <i>c</i>)	200 to 210	2.2 to 2.7	0.7 to 0.8
DD cube X ²	Dental Direkt Materials	5Y-PSZ (>50% <i>c</i>)	200 to 210	2.2 to 2.7	0.5 to 0.8
BruxZir Anterior	Glidewell	5Y-PSZ (>50% <i>c</i>)	200 to 210	2.2 to 2.7	0.6 to 0.7
Prettau Zirconia	Zirconzhan	5Y-PSZ (>50% <i>c</i>)	200 to 210	2.2 to 2.7	0.6 to 0.7
Katana UT/UTML	Kuraray Noritake	5Y-PSZ (>50% <i>c</i>)	200 to 210	2.2 to 2.7	0.5 to 0.6
Zpex Smile	Tosoh	5Y-PSZ (>50% <i>c</i>)	200 to 210	2.2 to 2.7	0.4 to 0.5
Luxisse +	Heany	5Y-PSZ (>50% <i>c</i>)	200 to 210	2.2 to 2.7	0.4 to 0.5
Lithia-silicate glass-ceramic					
1					
IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent	LS2 (4 wt% ZrO ₂)	100 to 110	2.0 to 2.5	0.45 to 0.5
IPS e.max Press	Ivoclar Vivadent	LS2 (4 wt% ZrO ₂)	100 to 110	2.0 to 2.5	0.42 to 0.46

2

Obsidian	Glidewell	LS (4 to 6 wt% ZrO ₂)	100 to 110	2.0 to 2.5	0.3 to 0.4
----------	-----------	-----------------------------------	------------	------------	------------

3

Celtra Duo	Dentsply DeTrey	LMS/LS2 (10 wt% ZrO ₂)	106 to 110	2.0 to 2.5	0.35 to 0.4
------------	-----------------	------------------------------------	------------	------------	-------------

Celtra CAD	Dentsply DeTrey	LMS/LS2 (10 wt% ZrO ₂)	100 to 106	2.0 to 2.5	0.35 to 0.4
------------	-----------------	------------------------------------	------------	------------	-------------

Suprinity	Vita Zahnfabrik	LMS/LS2 (10 wt% ZrO ₂)	100 to 106	2.0 to 2.5	0.35 to 0.4
-----------	-----------------	------------------------------------	------------	------------	-------------

Data compiled from manufacturers and literature sources, with broad value ranges encompassing variability in reported values.

3Y-TZP, 3 mol% yttria partially stabilized tetragonal zirconia polycrystal; 4Y-PSZ, 4 mol% yttria partially stabilized zirconia; 5Y-PSZ, 5 mol% yttria partially stabilized zirconia; *E*, modulus; LMS, lithium metasilicate; LS, lithium silicate; LS2, lithium disilicate; *S*, flexural strength; *T*, fracture toughness; ZrO₂, zirconia.

^aCubic (*c*) phases in zirconia; ZrO₂ content in glass-ceramic.

Les opinions émises dans les dissertations présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, sans aucune approbation ni improbation de la Faculté de Chirurgie Dentaire.

BISSETTE Eva. LES BRIDGES A ANCRAGES PARTIELS EN OXYDE DE ZIRCONIUM : UNE OPTION POUR LE TRAITEMENT DES EDENTEMENTS POSTERIEURS DE FAIBLE ETENDUE? REVUE CRITIQUE DE LA LITTERATURE. 2021. 78 p. : ill., graph., tabl. Réf. Biblio. : 67-69

Sous la direction du Professeur TAVERNIER Bruno
Th : Chir. Dent. : Université de Paris : 2021

Résumé :

Aujourd'hui, en réhabilitation orale prothétique, un principe est clairement posé, c'est celui de l'économie tissulaire dans le traitement des édentements, conséquence des maladies carieuses et parodontales. En même temps et suivant notre approche culturelle, les soins doivent pouvoir répondre à une exigence esthétique du patient.

Dans ce cadre, les techniques de collage et l'utilisation des céramiques ont profondément modifié notre approche thérapeutique restauratrice, modifiant partiellement voire totalement le concept de rétention, qui d'une approche mécanique bascule sur une approche physico-chimique.

La technique du bridge sur inlay/onlay reste une solution envisageable dans le traitement des édentements. Réalisés en alliages métalliques, ces dispositifs prothétiques permettent de travailler en «faible épaisseur», utilisent le principe de la rétention mécanique et sont assemblés par scellement. Cependant, ils présentent un inconvénient majeur relatif à l'esthétique.

Ces dernières années, des progrès considérables ont été réalisés en odontologie prothétique, tant dans les modes de fabrication avec la Conception Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO) que dans les propriétés mécaniques des matériaux céramiques et en particulier l'oxyde de Zirconium.

L'objectif de cette thèse est d'étudier la possibilité de réaliser des bridges à ancrages partiels, en référence au principe d'économie tissulaire, avec de l'oxyde de Zirconium, et de les reconsidérer au sein des thérapeutiques actuelles pour le remplacement d'une dent absente unitaire.

Discipline : Prothèse fixée - Biomatériaux

Mots clés français : prothèses dentaires (fMeSH) – zirconium (fMeSH) – bridge sur inlay

TITRE en anglais : INLAY-RETAINED FIXED DENTAL PROSTHESES: AN OPTION FOR THE TREATMENT OF POSTERIOR SINGLE TOOTH-GAP, REALISED IN ZIRCONIUM OXIDE? CRITICAL REVIEW OF THE LITERATURE

RESUME en anglais :

Today, in our field, a principle is clearly established: minimally invasive dentistry in the treatment of tooth gaps caused by caries and periodontal diseases. At the same time and following our cultural approach, the treatments must be able to meet the aesthetic requirements of the patient.

In this context, bonding techniques and the use of ceramics have profoundly modified our restorative therapeutic approach, partially or even completely modifying the concept of retention, which switches from a mechanical approach to a physicochemical one.

The technique of inlay-retained fixed dental prostheses remains a possible solution in the treatment of a missing tooth. Made of metal alloys, these prosthetic devices allow to work with "low thickness", use the principle of mechanical retention and are assembled by sealing. However, they have a major disadvantage related to aesthetics.

During the last years, considerable improvements have been made in prosthetic dentistry, both in manufacturing methods with CAD / CAM and in the mechanical properties of ceramic materials and especially zirconium oxide.

The objective of this thesis is to study the possibility of producing inlay-retained fixed dental prostheses, with reference to the principle of minimally invasive dentistry, with zirconium oxide, and to reconsider them within current therapies for the replacement of a single missing tooth.

English keywords (MeSH) : dental prosthesis (MeSH) – zirconium (MeSH) – inlay-retained fixed dental prostheses

Université de Paris
UFR d'odontologie
5, rue Garancière
75006 Paris

BISSETTE Eva	LES BRIDGES A ANCRAGES PARTIELS EN OXYDE DE ZIRCONIUM : UNE OPTION POUR LE TRAITEMENT DES EDENTEMENTS POSTERIEURS DE FAIBLE ETENDUE ? REVUE CRITIQUE DE LA LITTERATURE	PARIS 7	2021
---------------------	---	----------------	-------------