Université de Bordeaux
Collège des Sciences de la Santé
UFR des Sciences Odontologiques

Année 2016 N°18

Thèse pour l'obtention du
DIPLOME d'ETAT de DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

Par Natan LAPLACE

Né le 6 septembre 1989 à Bordeaux

le 8 mars 2016

Usure de l'émail opposé à des céramiques monolithiques en zircone et en disilicate de lithium : revue systématique de la littérature

Directeur de thèse

Mathieu CONTREPOIS

Membres du Jury

Président	Mme Caroline BERTRAND	Professeur des Universités
Directeur	M. Mathieu CONTREPOIS	Assistant Hospitalo-Universitaire
Rapporteur	M. Emmanuel D'INCAU	Maître de Conférences des Universités
Assesseur	M. Johan SAMOT	Maître de Conférences des Universités

UNIVERSITE DE BORDEAUX

MAJ 01/11/2015

Président	M. TUNON DE LARA Manuel
Directeur de Collège des Sciences de la Santé	M. PELLEGRIN Jean-Luc

COLLEGE DES SCIENCES DE LA SANTE
UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE DES SCIENCES ODONTOLOGIQUES

Directrice	Mme BERTRAND Caroline	58-02
Directrice Adjointe – Chargée de la Formation initiale	Mme ORIEZ-PONS Dominique	58-01
Directeur Adjoint – Chargé de la Recherche	M. FRICAIN Jean-Christophe	57-02
Directeur Adjoint – Chargé des Relations Internationales	M. LASSERRE Jean-François	58-02

ENSEIGNANTS DE L'UFR

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

Mme	Caroline	BERTRAND	Prothèse dentaire	58-02
Mme	Marie-José	BOILEAU	Orthopédie dento-faciale	56-02
Mme	Véronique	DUPUIS	Prothèse dentaire	58-02
M.	Jean-Christophe	FRICAIN	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

Mme	Elise	ARRIVÉ	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
Mme	Cécile	BADET	Sciences biologiques	57-03
M.	Etienne	BARDINET	Orthopédie dento-faciale	56-02
M.	Michel	BARTALA	Prothèse dentaire	58-02
M.	Cédric	BAZERT	Orthopédie dento-faciale	56-02
M.	Christophe	BOU	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
Mme	Sylvie	BRUNET	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
M.	Sylvain	CATROS	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
M.	Stéphane	CHAPENOIRE	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
M.	Jacques	COLAT PARROS	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
M,	Jean-Christophe	COUTANT	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
M.	François	DARQUE	Orthopédie dento-faciale	56-02
M.	François	DE BRONDEAU	Orthopédie dento-faciale	56-02
M.	Yves	DELBOS	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Raphael	DEVILLARD	Odontologie conservatrice- Endodontie	58-01
M.	Emmanuel	D'INCAU	Prothèse dentaire	58-02
M.	Bruno	ELLA NGUEMA	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
M.	Dominique	GILLET	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M.	Jean-François	LASSERRE	Prothèse dentaire	58-02
M.	Yves	LAUVERJAT	Parodontologie	57-01
Mme	Odile	LAVIOLE	Prothèse dentaire	58-02
M.	Jean-Marie	MARTEAU	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
Mme	Javotte	NANCY	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Adrien	NAVEAU	Prothèse dentaire	58-02
Mme	Dominique	ORIEZ	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M.	Jean-François	PELI	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01

M.	Philippe	POISSON	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
M.	Patrick	ROUAS	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Johan	SAMOT	Sciences biologiques	57-03
Mme	Maud	SAMPEUR	Orthopédie dento-faciale	56-02
M.	Cyril	SEDARAT	Parodontologie	57-01
Mme	Noélie	THEBAUD	Sciences biologiques	57-03
M.	Eric	VACHEY	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01

ASSISTANTS

Mme	Audrey	AUSSEL	Sciences biologiques	57-03
M.	Wallid	BOUJEMAA AZZI	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M.	Julien	BROTHIER	Prothèse dentaire	58-02
M.	Mathieu	CONTREPOIS	Prothèse dentaire	58-02
Mme	Clarisse	DE OLIVEIRA	Orthopédie dento-faciale	56-02
M.	Cédric	FALLA	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
M.	Guillaume	FENOUL	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Mme	Elsa	GAROT	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Nicolas	GLOCK	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
Mme	Sandrine	GROS	Orthopédie dento-faciale	56-02
Mme	Olivia	KEROUREDAN	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Mme	Alice	LE NIR	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
Mme	Karine	LEVET	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
M.	Alexandre	MARILLAS	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Mme	Marie	MÉDIO	Orthopédie dento-faciale	56-02
Mme	Darrène	NGUYEN	Sciences biologiques	57-03
M.	Ali	NOUREDDINE	Prothèse dentaire	58-02
Mme	Chloé	PELOURDE	Orthopédie dento-faciale	56-02
Mme	Candice	PEYRAUD	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Jean-Philippe	PIA	Prothèse dentaire	58-02
M.	Mathieu	PITZ	Parodontologie	57-01
Mme	Charlotte	RAGUENEAU	Prothèse dentaire	58-02
M.	Clément	RIVES	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M.	François	ROUZÉ L'ALZIT	Prothèse dentaire	58-02
M.	François	VIGOUROUX	Parodontologie	57-01
			Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
			Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02

A notre Présidente de thèse

Madame le professeur Caroline BERTRAND

Professeur des Universités-Praticien Hospitalier

Directrice de l'UFR de Sciences Odontologiques

Sous-section Prothèse 58-02

Merci de l'honneur que vous nous faites en acceptant la présidence de cette soutenance.

Nous espérons que vous trouverez, par ce travail, l'expression de notre profond respect.

A notre Directeur de thèse

Monsieur le Docteur Mathieu CONTREPOIS

Assistant Hospitalo-Universitaire

Sous-section Prothèse 58-02

J'apprécie l'honneur que vous m'avez fait en acceptant de diriger ce travail. Je vous remercie de votre investissement et votre aide qui ont représenté un appui important, de votre disponibilité tout au long de l'étude et de la rédaction de cette thèse.

Je vous remercie également de la confiance que vous m'avez accordée dans votre cabinet, ce remplacement fut une expérience riche d'enseignements.

Veuillez trouver dans ce travail l'expression de toute ma reconnaissance.

A notre Rapporteur de thèse

Monsieur le Docteur Emmanuel D'INCAU

Maître des conférences des Universités-Praticien Hospitalier

Sous-section Prothèse 58-02

Nous sommes très honorés que vous ayez accepté d'être le rapporteur de cette thèse. Nous vous remercions de vos conseils qui ont été d'une aide précieuse.

Nous vous remercions vivement de votre enseignement universitaire, votre accompagnement lors des stages hospitaliers et de vos avis éclairés sur de nombreux sujets.

Veuillez trouver dans ce travail notre plus grand respect pour la qualité de votre encadrement.

A notre Assesseur de thèse

Monsieur le Docteur Johan SAMOT

Maître des conférences des Universités-Praticien Hospitalier

Sous-section Sciences biologiques 57-03

Nous sommes très honorés que vous ayez accepté de participer à notre jury de thèse. Nous vous remercions pour ces années d'enseignements, particulièrement en clinique, pour votre pédagogie et votre soutien. Ces années au PQR sont de bons souvenirs auxquels vous avez contribué.

Veuillez recevoir nos sincères remerciements.

À ma famille, à Victoire, à mes amis d'ici et d'ailleurs !

Table des matières

Introduction....2
1.Rappel sur les céramiques monolithiques et sur le phénomène d'usure dentaire....3
1.1.Les céramiques....3
1.1.1.Céramiques à base de zircone....3
1.1.2.Céramiques à base de disilicate de lithium....5
1.2. L'usure....7
1.2.1.L'usure abrasive....7
1.2.2.L'usure adhésive....8
1.2.3.L'usure corrosive....9
1.2.4.L'usure de fatigue....9
1.3.Problématique....10
2.Méthode....11
2.1.Stratégie de recherche....11
2.2.Critères d'admissibilité....11
2.3.Sélection des études....12
2.4.Prélèvement des données....12
3.Résultats....13
3.1.Résultats de recherche et de sélection....13
3.2.Les études incluses....14
3.3.Les études exclues....22
3.4.Analyse des données....22
3.5.Matériaux testés et leurs différents procédés de finition....23
3.6.Les dispositifs de simulation de l'usure dans les études in-vitro....24
3.7.Les moyens de mesure....25
3.8.Résultats d'usure de l'antagoniste émail....26
3.8.1.Approche quantitative....26
3.8.2.Approche qualitative....27
3.9.Résultats d'usure des spécimens....28
3.9.1.Approche quantitative....28
3.9.2.Approche qualitative....28
4.Discussion....30
4.1.Usure réelle : un procédé complexe à simuler....30
4.2.Les essais in-vitro....31
4.3.Simulation d'usure à deux corps....33
4.4.Simulation d'usure à trois corps....33
4.5.Éléments complémentaires analysés....34
4.5.1.Rugosité....34
4.5.1.1.Évolution de la rugosité de l'antagoniste émail au cours des tests....34
4.5.1.2.Rôle de la rugosité des spécimens sur le taux d'usure de l'antagoniste émail....35
4.5.2.Microstructures de surface au microscope électronique à balayage....35
4.5.3.Dureté, coefficient de friction....36
4.5.4.Effet du vieillissement sur les propriétés optiques....36
4.6.Analyse des autres tests d'usure existants....36
4.7.L'apport des études in-vivo....37
Conclusion....40
Bibliographie....41

Introduction

Le mécanisme d'usure des dents est un procédé complexe. Dans le cas d'une restauration prothétique : l'élément prothétique, l'antagoniste, le milieu buccal et le schéma masticatoire sont des variables à étudier pour comprendre le phénomène de l'usure. De nos jours, l'essor de la CFAO a permis le développement de reconstitutions prothétiques en céramiques monolithiques. Parmi ces dernières, les céramiques à base de zircone et celles à base de disilicate de lithium suscitent un intérêt croissant, tant auprès des praticiens que des industriels.

Dans le domaine du tout-céramique monolithique, la zircone possède des propriétés mécaniques intéressantes (résistance à la flexion, ténacité, module d'élasticité) associées à des propriétés optiques satisfaisantes dans les secteurs postérieurs. Le disilicate de lithium possède des propriétés mécaniques plus faibles mais des qualités esthétiques supérieures par sa translucidité. Cela explique que ces deux types de céramiques soient actuellement très appréciés par les praticiens. Ces deux matériaux sont notamment utilisés pour la réalisation de couronnes monoblocs dans le secteur postérieur.

Il semble essentiel de s'intéresser au phénomène d'usure engendré par les céramiques monolithiques en zircone et en disilicate de lithium sur l'émail. Cette usure devra se rapprocher de l'usure physiologique pour considérer ces matériaux comme durable vis-à-vis de la dent antagoniste.

Les différentes étapes de laboratoire au niveau de la finition des restaurations monolithiques en zircone et en disilicate de lithium pourraient avoir une influence sur l'usure qu'elles engendrent. Aussi, les retouches occlusales du clinicien lors de l'essayage et de l'assemblage, pourraient affecter le comportement de ces céramiques.

La problématique consiste à évaluer le comportement tribologique de ces deux types de matériaux vis-à-vis de l'émail. Il est essentiel d'en définir les méthodes de finition tant de la part du prothésiste que du clinicien.

Une revue de la littérature a été réalisée afin de tenter de répondre à cette problématique.

1 Rappel sur les céramiques monolithiques et sur le phénomène d'usure dentaire

La description des céramiques à base de zircone et de disilicate de lithium est nécessaire afin de comprendre leurs comportements lors du phénomène d'usure.

1.1 Les céramiques

1.1.1 Céramiques à base de zircone

La zircone tétragonale stabilisée à l'oxyde d'yttrium (polycristaux de zirconium tétragonaux stabilisés à l'yttrium, Y-TZP) est utilisée en tant que chape céramique dans le domaine du céramo-céramique. Cette chape est ensuite recouverte de céramique cosmétique. Lors de restaurations prothétiques céramo-céramiques dans les secteurs postérieurs, la présence de chipping au niveau de la céramique cosmétique (éclats superficiels de céramique), en proportion élevée par rapport aux couronnes céramo-métalliques, est un problème majeur (1, 2). Deux types de fractures peuvent provoquer ces éclats :

- Les fractures cohésives : la couche de céramique cosmétique est susceptible de se fracturer au sein de sa propre structure et créer des éclats (3, 4).
- Les fractures adhésives : les éclats se forment à partir d'une délamination au niveau de l'interface entre la chape de zircone et la céramique de recouvrement. Cette liaison zircone/céramique cosmétique est plus faible que la liaison métal/feldspathique, ce qui augmente le risque de chipping pour les couronnes céramo-céramiques par rapport aux couronnes céramo-métalliques (5, 6).

L'essor de la CFAO permet l'utilisation de la zircone sans avoir recours à la couche de céramique cosmétique. La présence de chipping de la céramique cosmétique n'est donc pas retrouvée pour les couronnes monolithiques. Seul du micro-chipping de la céramique monolithique superficielle peut-être retrouvé au microscope électronique à balayage (7).

La zircone Y-TZP est composée à plus de 99% de ZrO_2 + HfO_2 + Y_2O_3. D'autres stabilisateurs

sont intégrés comme Al_2O_3, SiO_2, NaO_2, ou Fe_2O_3. La zircone est stable entre 1170°C et 2370C° sous sa forme tétragonale. La phase tétragonale de la zircone est d'autant plus intéressante que les valeurs de ses propriétés mécaniques sont élevées. Sous 1170°C, la zircone existe sous sa forme monoclinique qui est plus volumineuse (ΔV 5%) et qui n'a pas de si bonnes qualités mécaniques. Cependant, grâce à l'oxyde d'yttrium (Y_2O_3) et à d'autres oxydes, la zircone est maintenue sous sa forme tétragonale à température ambiante.

La zircone Y-TZP a la particularité de subir une transformation de phase de ses cristaux lorsque ceux-ci sont soumis à des forces de traction. Les cristaux tétragonaux stabilisés subissent une transformation en phase monoclinique et acquièrent un volume plus important de 4 à 5%. Cette augmentation de volume des cristaux en bout de fissure permet de stopper la propagation de cette dernière qui se retrouve sous pression au sein du matériau (8). La ténacité élevée de la zircone découle de cette transformation de phase *(Figure 1)*.

Au cours du vieillissement de la céramique, cette transformation de phase tétragonale peut apparaître spontanément en surface. Ce phénomène est évolutif de la surface vers l'intérieur, il s'agit du vieillissement hydrique.

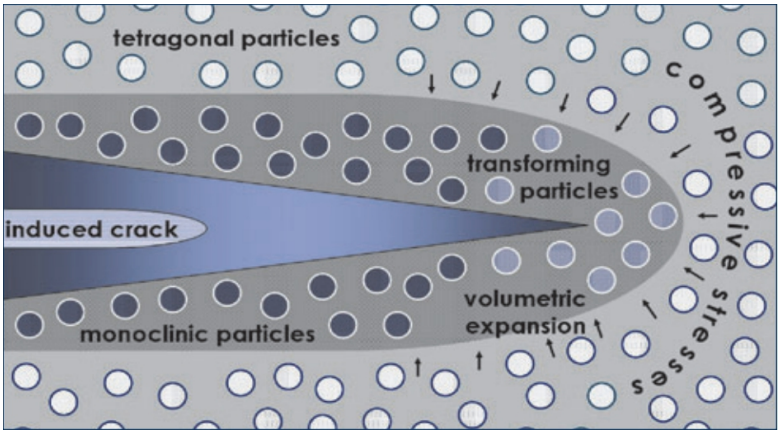


Figure 1 : Transformation de phase tétragonale en phase monoclinique en bout de fissure. (8)

Il est admis que la fracture des céramiques est due à la propagation des fissures (9). Ainsi, grâce à cette adaptabilité intrinsèque lors de la transformation de phase de son réseau cristallin, la zircone est une céramique hautement résistante (10, 11). Les mesures réalisées par Vagkopoulou et al. (8) sont répertoriées dans le tableau suivant :

Propriétés	Valeurs
Résistance à la flexion (4 points)	1666 MPa
Ténacité	7-10 MPa m^{-1}
Module d'élasticité	201 GPa

Tableau 1 : Propriétés de la zircone Y-TZP (8)

La zircone est considérée comme une céramique biocompatible du fait de sa faible radioactivité, de l'absence de cytotoxicité et de l'absence de pouvoir mutagène (12, 13). La zircone présente une radioactivité, provenant de petites quantités de radionucléides, qui peut être gérée efficacement par des procédures de purification en suivant des normes appropriées. Elle peut donc être considérée comme compatible pour des applications biomédicales (12).

En terme d'adhésion bactérienne, la zircone serait moins sujette à l'apparition d'un biofilm bactérien que ne le seraient d'autres céramiques courantes (céramiques feldspathiques ou céramiques monolithiques à base de disilicate de lithium) (14).

Les propriétés optiques de la zircone monolithique classique se caractérisent par une opalescence élevée, une clarté importante et une translucidité faible. Les propriétés optiques de la zircone sont limitées par sa structure polycristalline qui ne permet pas de jouer sur la translucidité (15, 16). Cette dernière est contrôlable pour certaines céramiques par la phase vitreuse, dont la zircone ne bénéficie pas. Malgré cela, l'opalescence et la clarté des céramiques monolithiques en zircone conventionnelle peuvent être diminuées, mais la translucidité ne pourrait pas être augmentée d'après Kim et al. (17). Pour autant, de récentes céramiques en zircone à haute translucidité proposent une alternative plus esthétique aux zircones monolithiques conventionnelles (16, 18).

1.1.2 Céramiques à base de disilicate de lithium

Contrairement aux céramiques en zircone monolithique, les céramiques en disilicate de lithium sont des céramiques vitreuses. Leur utilisation sous forme monolithique se fait soit par technique pressée, soit par usinage. Les résultats *in-vivo*, à quatre ans, confirment une haute résistance (4). Cependant, lors de tests *in-vitro*, certaines couronnes se fracturent selon un mode spécifique, engendrant un échec irréversible de la reconstitution. En effet, aucun éclat

de céramique n'a été observé contrairement aux céramiques feldspathiques de stratification. Les fissures se propagent dans l'ensemble de la structure jusqu'à la fracture totale de la couronne. Dans les cas de fracture des couronnes monolithiques à base de disilicate de lithium, les couronnes doivent être déposées (4, 10, 11).

Ces céramiques sont constituées à 30% ou 40% d'une phase vitreuse et à 60% ou 70% d'une phase cristalline. La partie cristalline se compose de SiO_2 et de LiO_2. La phase vitreuse est constituée de $Li_2Si_2O_5$. Le P_2O_5 constitue l'agent de nucléation. Le reste des oxydes (K_2O, Al_2O_3, Zr_2O_3...) contrôle certaines propriétés de la phase vitreuse, et assure la stabilité du matériau (19).

La norme ISO 6872:2008 définit les propriétés mécaniques des céramiques en disilicate lithium monolithique (19, 20), les valeurs sont répertoriées dans le tableau suivant :

Propriétés	**Valeurs**
Résistance à la flexion biaxiale	300 - 400 MPa
Ténacité	2,0 – 2,5 Mpa m^{-1}
Module d'élasticité	90 – 100 MPa

Tableau 2 : Propriétés des céramiques à base de disilicate de lithium

Concernant la biocompatibilité, les céramiques à base de disilicate de lithium ne seraient pas inertes biologiquement (21). Leur cytotoxicité serait cependant plus faible que celle des composites classiques ou que certains alliages (21).

En terme d'adhésion épithéliale, ces céramiques auraient de manière générale des résultats satisfaisants (22). Plus précisément, l'adhésion épithéliale serait meilleure lorsque les céramiques en disilicate de lithium sont polies plutôt que glacées (23).

En terme d'adhésion bactérienne, lorsque les céramiques en disilicate de lithium sont glacées, l'apparition d'un biofilm bactérien serait plus faible que lorsqu'elles sont polies (23). Toutefois, les céramiques monolithiques en disilicate de lithium seraient plus propices à l'apparition d'un biofilm bactérien que les céramiques en zircone (14).

Les propriétés optiques des céramiques en disilicate de lithium leur permettent d'être plus esthétiques que la zircone (16). Les teintes sont gérées par les ions dans la matrice vitreuse et

la translucidité par la structure de la phase cristalline (indice de réfraction faible entre les deux phases (16)). La principale caractéristique esthétique du disilicate de lithium est son potentiel de translucidité, supérieur à celui de la zircone classique (24) et des nouvelles zircones translucides (16).

1.2 L'usure

L'usure dentaire (« détérioration produite par l'usage ») est un phénomène progressif caractérisé par la perte de l'anatomie originelle des surfaces dentaires. Il s'agit d'un procédé complexe, multifactoriel où plusieurs mécanismes interagissent simultanément. Pour essayer de comprendre ce phénomène d'usure dentaire, il faut déterminer les principaux mécanismes d'usure de façon indépendante.

L'application de la tribologie à l'étude de l'usure dentaire permet d'analyser ces principaux mécanismes : l'usure abrasive, l'usure adhésive, l'usure corrosive et l'usure de fatigue (25, 26, 27).

1.2.1 L'usure abrasive

L'usure abrasive existe sous deux formes : l'abrasion à deux corps et l'abrasion à trois corps (26).

L'usure abrasive à deux corps correspond d'un point de vue tribologique à un frottement entre deux corps par contact direct. Différents modes d'usure se distinguent suivant les duretés respectives des deux surfaces, si les duretés sont proches et élevées alors il y a usure par fracture des aspérités de surfaces, si les duretés sont éloignées alors la surface la plus dure creuse la surface la plus tendre. D'un point de vue dentaire, cette usure (appelée alors attrition) se retrouve de façon physiologique par :

- Des facettes d'usure. Lorsque celles-ci restent modérées, elles se présentent par des facettes lisses dont les bords sont à angles vifs et sont physiologiques si, avec les facettes d'usure antagonistes, il y a correspondance.
- Les contacts proximaux. Les mouvements, permis par le ligament alvéolo-dentaire, créent un frottement au niveau des points de contact. Avec l'âge, les points de contact

deviennent des surfaces de contact proximales.

L'usure abrasive à deux corps est pathologique lorsqu'il y a :

- Une usure par objet interposé de façon fréquente (épingles, aiguilles, pipe, stylo, ongles...). Les facettes d'usure entre les deux dents antagonistes ne se correspondent pas.
- Des parafonctions d'éveil ou un bruxisme.

L'usure abrasive à trois corps correspond au déplacement de deux corps l'un contre l'autre avec interposition de particules abrasives qui constituent le troisième corps. Celle-ci intervient lors de la mastication et lors du brossage dentaire. Lors de la mastication, elle se distingue en deux phases :

- Lors d'une première phase d'écrasement, les particules contenues dans le bol se déplacent librement et abrasent préférentiellement les aires occlusales n'établissant pas de contact. Au niveau des faces vestibulaires et linguales le frottement de la langue et des tissus mous contribuent également à développer cette usure.
- Lors d'une seconde phase de glissement, les dents se rapprochent et les particules se retrouvent piégées entre les surfaces occlusales. Des rapports dento-dentaires s'établissent au niveau des aires occlusales de contact qui subissent alors une abrasion proche de l'abrasion à deux corps. Simultanément les particules piégées entre les dents provoquent une abrasion à trois corps au niveau des aires occlusales n'établissant pas de contact.

Lors du brossage, une usure à trois corps peut être observée au niveau des dénudations cervicales sur les faces vestibulaires par l'usage de la brosse à dent et du dentifrice.

1.2.2 L'usure adhésive

Ce mécanisme d'usure se retrouve principalement dans les tests d'usure à deux corps *in-vitro*, évaluant l'usure de certains composites et de certains alliages (28, 29). L'usure adhésive se matérialise par la transmission d'une quantité de matériau d'une des surfaces à l'autre surface (25). Ce transfert de matière se fait sous une forte pression associée à un glissement ; il y a fusion de matériau superficiel à la surface antagoniste.

Les preuves de ce mécanisme d'usure sont peu retrouvées en bouche car la couche de

matériau fusionnée à la surface de l'antagoniste est éliminée par les autres modes d'usure (notamment par l'abrasion).

1.2.3 L'usure corrosive

L'usure corrosive survient lors d'une attaque chimique (acide ou chélatante) de l'émail en surface qui potentialise le pouvoir abrasif des mécanismes d'usure à deux et à trois corps. Les attaques chimiques détruisent les liaisons intermoléculaires de l'émail en surface qui perd ses qualités mécaniques. Combinée aux différents modes d'usure abrasive, la couche superficielle corrodée est plus facilement éliminée. Les attaques chimiques que subit l'émail accroissent la vitesse d'usure des dents sur toutes les surfaces recevant une usure abrasive, notamment l'usure abrasive due au brossage au niveau cervical et occlusal (30, 31).

1.2.4 L'usure de fatigue

L'usure de fatigue est une forme d'usure qui serait créée par des contacts forts et répétés en dehors de la mastication. Cette forme d'usure n'est pas quantifiable en terme de perte de matière occlusale, proximale ou cervicale, mais se manifeste de manière qualitative par la présence de fissures et fractures amélaires ou dentaires. En effet, lorsque les contacts occlusaux n'engendrent pas une usure par abrasion, les forces appliquées en surface sont transmises aux structures sous-jacentes. Ces forces peuvent alors créer des fissures inter-prismatiques dans l'émail, ou alors des fissures à la jonction émail-dentine (32). Certains auteurs imputeraient à cette forme d'usure d'être l'une des causes retrouvée dans la théorie de l'abfraction par flexion dentaire (33, 34).

1.3 Problématique

Il semble essentiel de s'intéresser au phénomène d'usure engendré par les céramiques monolithiques en zircone ou en disilicate de lithium sur la dent antagoniste. Il apparaît également nécessaire de tenter de déterminer si cette usure est acceptable dans le temps et si elle se rapproche de l'usure naturelle.

Il est en outre important d'essayer d'identifier les procédés de finition des céramiques (glaçage, maquillage, polissage) les moins délétères pour l'émail antagoniste. L'objectif de ce travail a donc été d'étudier ces différentes problématiques sur la base de la littérature scientifique.

2 Méthode

L'étude réalisée est une revue systématique de la littérature. Celle-ci a été menée selon les lignes directrices établies par le modèle PRISMA-P (35).

2.1 Stratégie de recherche

Les bases de données électroniques PubMed et Scopus ont été utilisées pour la recherche systématique d'articles. Les termes clefs sélectionnés sont combinés aux opérateurs booléens pour obtenir l'association suivante : (« zirconia » OR « lithium disilicate ») AND (« enamel » OR « antagonist ») AND « wear ». Aucune restriction de langue ou de date de publication n'a été retenue. La dernière recherche a été réalisée le 10 janvier 2016.

2.2 Critères d'admissibilité

Les articles ont été sélectionnés selon les critères d'admissibilité suivants.

Critères d'inclusion :

- Étude évaluant l'usure de l'émail face à de la céramique
- Utilisation d'échantillons d'émail d'origine humaine
- Utilisation de céramiques monolithiques à base de zircone ou de disilicate de lithium
- Études *in-vivo* et *in-vitro*

Critères d'exclusion :

- Utilisation d'échantillons d'émail d'origine animale
- Utilisation uniquement de spécimens céramo-céramiques avec une chape en zircone ou en disilicate de lithium stratifiées avec de la céramique cosmétique
- Absence d'évaluation de l'usure de l'émail
- Les études « case report »
- Les revues narratives de la littérature

2.3 Sélection des études

Les titres et les résumés des articles trouvés lors de la recherche électronique ont été évalués indépendamment par deux lecteurs (NL et MC). Lorsqu'un résumé semblait prétendre à une possible inclusion, le texte intégral était soumis aux critères d'admissibilité. La recherche électronique a été complétée par une recherche manuelle s'appuyant sur la bibliographie des d'articles initialement sélectionnés. D'autres articles ont donc été examinés pour une éventuelle inclusion.

2.4 Prélèvement des données

Les informations relevées de manière systématique dans chaque article sont :

- Les matériaux étudiés
- Les procédés de finition
- Le conditionnement des spécimens
- Le conditionnement des échantillons d'émail
- Le type de test réalisé
- Les mesures
- Leurs résultats

3 Résultats

3.1 Résultats de recherche et de sélection

Conformément à la stratégie adoptée, la recherche électronique a donné 59 résultats.

Une première évaluation basée sur la lecture des titres et des résumés a permis d'éliminer 32 articles. 27 articles ont été analysés dans leur intégralité et seules 16 études ont été sélectionnées. Un arbre décisionnel schématise ces étapes de sélection *(figure 2)*. Les résultats de la sélection des articles par les deux lecteurs n'ont donné lieu à aucun désaccord. Les dates de publication des articles sélectionnés sont comprises entre 2006 et novembre 2015, tous les articles sont en anglais.

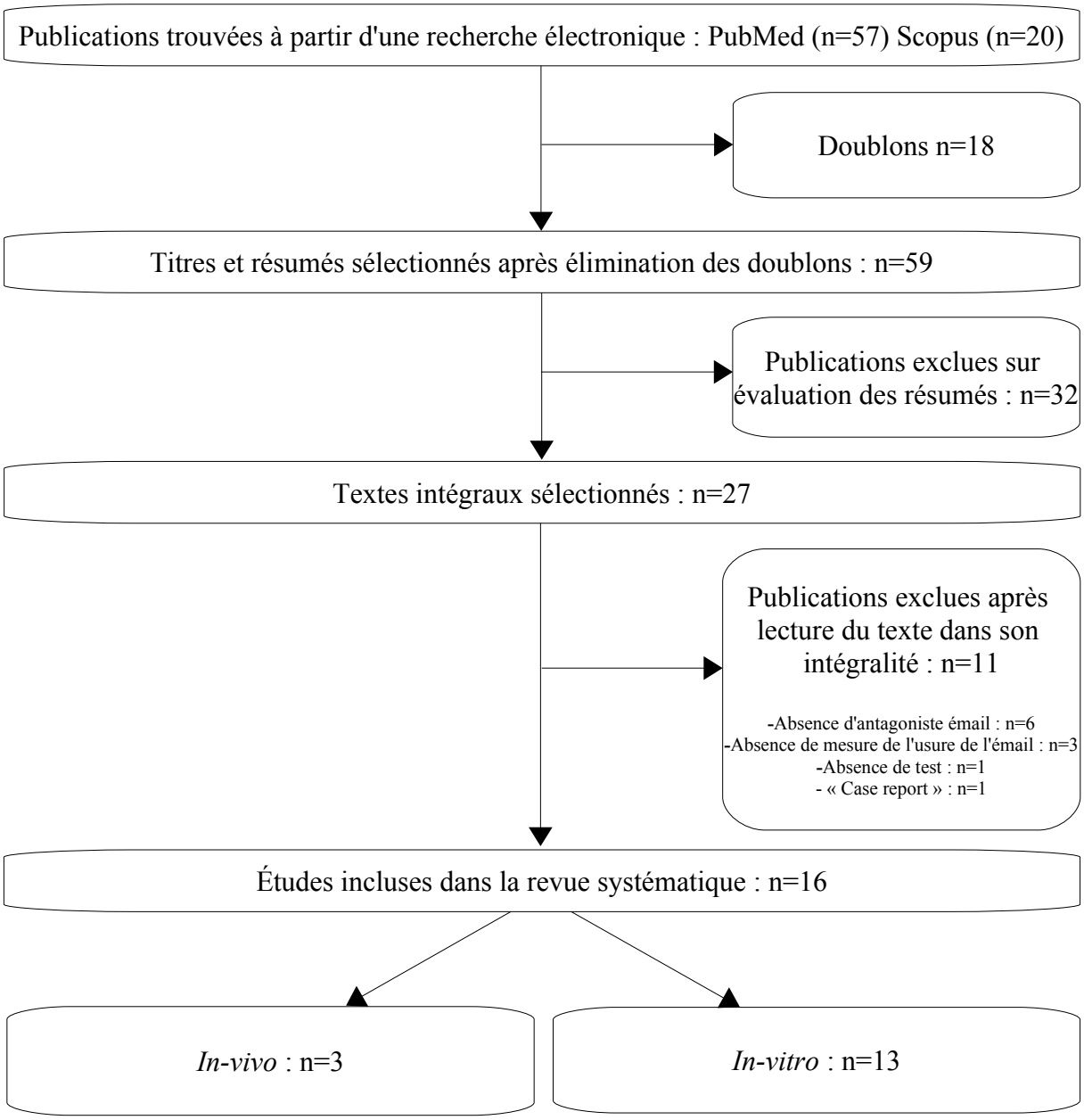


Figure 2 : Arbre décisionnel de sélection des articles pour la revue systématique

3.2 Les études incluses

La sélection des études a permis d'analyser les données des articles de manière systématique, notamment les méthodes, les mesures réalisées ainsi que les matériaux testés. Les auteurs mesurent le taux d'usure de l'émail lorsqu'il se retrouve confronté à une céramique monolithique tel que la zircone ou le disilicate de lithium.

Parmi les études incluses, 13 sont des études *in-vitro* (7, 29, 36, 37, 38, 39, 40, 41, 42, 43, 44, 45, 46) et 3 sont des études *in-vivo* (47, 48, 49).

Dans 5 des études *in-vitro* les tests sont réalisés sur la zircone monolithique sans comparaison avec le disilicate de lithium monolithique (7, 36, 38, 39, 41).

La zircone et le disilicate de lithium sont comparés dans 6 autres études *in-vitro* (29, 37, 40, 42, 43, 46).

Des tests sur le disilicate de lithium sans comparaison avec la zircone ont été réalisés dans 2 études *in-vitro* (44, 45).

Les auteurs de deux des études *in-vivo* réalisent leurs essais sur des couronnes monolithiques en zircone sans comparaison avec le disilicate de lithium monolithique (48, 49), Esquivel-Upshaw et al. (47) étudient seulement le disilicate de lithium.

L'ensemble des résultats peut être répertorié sous forme de tableaux *(Tableau 3 et 4)*.

Référence	Type d'étude	Matériaux étudiés	Procédés de finitions	Conditionnement des spécimens	Conditionnement de l'antagoniste émail	Test d'usure	Les différentes mesures réalisées
Esquivel-Upshaw et al. 2006 (47)	*In-vivo*	Disilicate de lithium, IPS e-max Press	Glaçage	Bridges 3 éléments	Pas d'information, antagoniste dent naturelle	Essai clinique un an, pilier le plus antérieur possible : canine, pilier le plus postérieur possible : deuxième molaire.	Empreintes (polyvinylsiloxane) des deux arcades à la pose des bridges puis à un an. Scanner 3D mesure de la perte verticale.
Mitov et al. 2012 (36)	*In-vitro*	Zircone Y-TZP, Everest ZH Vitro-céramique renforcée en leucite, Empress CAD	Polissage, fraise bague rouge, fraise bague verte, glaçage Polissage	Cuboïde 10 x 10 x 2mm	Cuspides mésio-palatines des 1ères ou 2nd molaires maxillaires. Pas de conditionnement standardisé	Test d'usure à 2 corps : 120 000 cycles, 1,6Hz, 50N, mouvement de latéral de 0,7 mm, eau déminéralisée Willytec, SD Mechatronik	Scanner 3D, usure verticale max et usure verticale moyenne. Rugosité (R_a) Analyse de la microstructure de surface par SEM
Kim et al. 2012 (37)	*In-vitro*	Zircone Y-TZP, Prettau Zircone Y-TZP, Lava Zircone Y-TZP, Rainbow Disilicate de lithium, IPS e.max Press Feldspathique, Vita-Omega 900	Polissage 600-grit silicone carbite paper et 1200-grit silicone carbite paper	Cuboïde 20 x 10 x 5mm	Prémolaires maxillaires et mandibulaires extraites pour des raisons orthodontiques.	Test d'usure à 2 corps : 300 000 cycles, charge de 5kg équivalent à 49N,glissement de 0,3mm, température de 5 à 55 °C controlée par un flux d'eau. Willytec CS-4.8 SD Mechatronik	MTS 3D profilomètre scanne avant et après le test d'usure Ansur 3D software calcule le volume perdu. Rugosité (R_a) Analyse de la microstructure de surface par SEM
Janyavula et al. 2013 (38)	*In-vitro*	Zircone Y-TZP, Ivoclar Vivadent Feldspathique, Ceramco3 Dentsply Émail	Zircone polie, zircone glacée, zircone polie puis glacée (séquence de polissage CeraGlaze Porcelain Adjusting and Polishing Lab Set)	Cuboïde 7 x 11 x 6mm	Cuspides mésio-vestibulaires de molaires mandibulaire. Standardisation des cuspides par fraisage	Test d'usure à 2 corps : 200 000 puis 400 000 cycles, 20 cycles/min (0,33Hz), 10N, glissement horizontal de 2mm, 33% glycérine et 66% eau distillée UAB wear machine	Scanner 3D à 200 000 et à 400 000 cycles (Proscan 2000) superposition des images 3D avant et après les tests puis calcul du volume d'usure. Rugosité (R_a)
Stawarczyk et al. 2013 (39)	*In-vitro*	Zircone stratifié, Zenotec Zr Bridge transluzent	Zirox Liner puis Zirox Dentin puis Zirox Enamel puis Zirox Glaze	Cylindre 18 x 50mm	Cuspides mésio-vestibulaires de molaires maxillaires. Les cuspides sont standardisées de forme sphériques.	Test d'usure à 2 corps : 120 000 puis 240 000 puis 640 000 puis 1,2 million de cycles, 1,67Hz, 49N, température de 5 à 50°C tous les 120sec (3000 thermo-cycles) Zurich Wear Simulation	3D profilomètre scanne avant, à 120 000, à 240 000, à 640 000 à 1,2 millions de cycles pendant les tests d'usure Calcule de la perte verticale de matière du spécimen et de l'émail par 3DS Software. Analyse de la microstructure de surface par SEM
		Zircone Y-TZP, Zenotec Zr Bridge transluzent	Glaçage avec un spray (polissage avant le spray) ou une céramique de glaçage (sablage avant le glaçage) Polissage manuel ou polissage mécanique				
		Alliage monolithique, Dental NEM		15 x 50mm			
Mörmann et al. 2013 (40)	*In-vitro*	Zircone Y-TZP, inCoris TZI	polis	Cuboïde 40 x 19 x 15mm	Cuspides mésio-vestibulaires de 1ères molaires maxillaires	Test d'usure à 2 corps : 1,2 million de cycles, 1,67Hz, 49N, température variant de 5 à 50°C tout les 120sec (3000 thermo-cycles) Zurich Wear Simulation Simulation de l'usure dûe au brossage sur des échantillons supplémentaire via l'analyse de la rugosité et de la brillance.	Analyseur de surface 3D Calcul de la perte verticale. Rugosité (R_a) Brillance Dureté (test de Martens) Analyse de la microstructure de surface par SEM
		Disilicate de lithium, IPS e.max CAD		Cuboïde 14 x 12 x 18mm			
		Émail (contrôle)					
Park et al. 2014 (41)	*In-vitro*	Zircone Y-TZP, Prettau	Polissage, maquillage ou maquillage puis glaçage	Disques 15 x 5mm	Cuspides vestibulaires des prémolaires maxillaires	Test d'usure à 2 corps : 240 000 cycles, 49N, mouvements verticaux et horizontaux simultanés, eau stérile Willytec CS-4.8 SD Mechatronik	3D scanner avant et après les tests calcule le volume perdu des spécimènes et de l'émail. Rugosité (R_a) Analyse de la microstructure de surface par SEM
		Zircone Y-TZP, Zeno ZR	Usinés				
		Zircone Y-TZP, ZirBlank					
		Feldspathique, Cerabien ZR	Polis				
Stober et al. 2014 (48)	*In-vivo*	Zircone Y-TZP, Zenostar Zr Translucent	Polissage (Zenostar Polishing Set) puis glaçage (Glaze Zenostar Spray) Si retouches occlusales alors polissage	Couronnes 0,5-0,7mm cerclage et 1,0-1,2mm en occlusal	Antagoniste non couronné avec au moins un point de contact sur de l'émail Controlatéral : non couronné avec au moins un points de contact émail/émail	Essai clinique 6 mois en bouche	Empreintes double mélange (Virtual putty et Virtual light) à 2sem et à 6mois des deux arcades. 3D scanner (Laserscan 3D) Calcule de la perte verticale maximum et moyenne. Électromyogramme (BiteStrip) du masseter

Référence	Type d'étude	Matériaux utilisés	Procédés de finitions	Conditionnement des spécimens	Conditionnement de l'antagoniste émail	Test d'usure	Les différentes mesures réalisées
Amer et al. 2014 (42)	*In-vitro*	Zircone Y-TZP, Cristal Zirconia	Fraisage, polissage laboratoire, glaçage	Cuboïde 15 x 12 x 2mm	Cuspides issues de molaires, standardisation par fraisage puis polissage	Test d'usure à 3 corps : 50 000 cycles, 1,0Hz, 20N, glissement de 8mm et en fin de glissement charge statique de 70N, mise en interposition d'une couche de bouillie simulant le bol alimentaire. Oregon Health Sciences University oral wear machine	Scanner optique, étude des facettes d'usures des échantillons émail en mm^2 Rugosité (R_a)
		Disilicate de lithium, IPS e-max CAD	idem				
		Feldspathique, Vita VMK-Master	idem	Disques 12mm			
Sripetchdanond et al. 2014 (29)	*In-vitro*	Zircone Y-TZP, Lava All Zirconia	Polissage (Jota All ceramicKit)	Cylindres de 3mm de diamètre	Molaires standardisation afin d'obtenir une aire plane d'émail de 8mm de diamètre, puis polissage (Nano 2000 grinder-polisher)	Test d'usure à 2 corps : 4800 cycles, 20 cycles/min (0,33Hz), 25N, rotation plane du spécimène de 2mm de rayon, eau distillée ASTM Standard G99	Mesure de la profondeur d'usure dans l'émail, maximum et moyenne. Profilomètre Talyscan 150. 5 mesures prises en variant de 15° afin d'exclure les erreurs dues aux rainures. Rugosité (R_a) de l'antagoniste émail avant et après le test Analyse de la microstructure de surface par SEM
		Disilicate de lithium, IPS e-max Press					
		Résine composite, Premise					
		Émail					
Lawson et al. 2014 (43)	*In-vitro*	Zircone Y-TZP, Lava	Zircone et disilicate de lithium : 3groupes de finitions (retouches/retouches+polissage/retouches+glaçage) émail : faces vestibulaires d'incisives centrales maxillaires polies	Cuboïde 7 x 7 x 3mm	Cuspides mésio-vestibulaires de molaires mandibulaire standardisées sous forme de cône D=5mm et h=2mm puis polies	Test d'usure à 2 corps : 400 000 cycles, 0,4Hz, 10N, glissement horizontal de 2mm, 33% glycérine et 66% eau distillée UAB wear machine	Scanner optique (Proscan 5000) superposition des images 3D avant et après le test et calcul du volume perdu (Proform software). Rugosité (R_a)
		Disilicate de lithium, IPS e-max Press					
		Feldspathiques, Ceramco3					
		Émail					
Mundhe et al. 2015 (49)	*In-vivo*	Zircone Y-TZP, Lava	Les retouches occlusales en bouche sont polies pour les couronnes en zircone et sont glacées pour les couronne céramo-métalliques	Occlusale : 2mm Cervical : 1,5mm	Participants entre 18 et 35 ans nécessitants deux couronnes dans les secteurs postérieurs mandibulaires. Antagoniste émail sain.	Chaque participant reçoit une couronne céramo-métallique et une couronne zircone. Essai clinique d'un an. Est étudié sur chaque participant 3 couples : zircone/émail, feldspathique/émail et émail/émail	Empreintes des deux arcades à la pose des couronnes puis à un an. Scanner 3D des deuxièmes prémolaires et premières molaires maxillaires (SmartSCAN). Superposition des scanners et calcul de la hauteur d'usure des antagonistes.
		Feldspathique, Ceramco 3		Occlusale : 1,5/2mm Cervical : 1,2mm			
Chong et al. 2015 (7)	*In-vitro*	Zircone Y-TZP, Vita	Polissage laboratoire polissage + glaçage retouches occlusales retouches occlusales + polissage	Cuboïde 6 x 6 x 6mmm	Cuspides de molaires et prémolaires maxillaires et mandibulaires	Test d'usure à 2 corps : 120 000 cycles, 1,6Hz, 49N, mouvement de latéral de 1 mm et vertical de 2mm en simultané à une vitesse de 50mm/s, eau distillée Willytec, SD Mechatronik	Scanner 3D (Rexscan DS) Calcule de la perte verticale et volumétrique. Rugosité (R_a) Analyse de la microstructure de surface par SEM
		Émail	Surface vestibulaires d'incisives centrales maxillaires				
Figueiredo-Pina et al. 2015 (44)	*In-vitro*	Disilicate de lithium, IPS e.max press	Polissage	Cuboïde 14 x 14mm	Cuspides de molaires et de prémolaires extraites pour des raisons orthodontiques.	Test d'usure à 2 corps : 21 600 cycles, 1Hz, 1,96N, 3mm de mouvement, 25°C, salive artificielle avec deux pH différents à pH3 et pH7. Prototype	Scanner 3D (Mitutoyo Contracer CP-200) mesure la profondeur des traces laissées par l'usure. Une balance précise à l'échelle du mg (Sartorius MC5) calcule la perte de masse. Rugosité (R_a) Analyse de la microstructure de surface par SEM Coefficient de friction μ
		Disilicate de lithium stratifié, IPS e.max ceram	IPS e.max ceram déposé manuellement puis glaçage				
Stawarczyck et al. 2015 (45)	*In-vitro*	Composites : LAVA Ultimate, Cerasmart, Shofu Block et deux composites tests	Polis	Cuboïde 10 x 10 x 2mm	Cuspides mésio-vestibulaires de molaires maxillaires, standardisation par fraisage sous forme sphérique puis polissage.	Test d'usure à 2 corps : 120 000 puis 240 000 puis 640 000 puis 1,2 million de cycles, 50N, glissement de 0,7mm, température de 5 à 55°C (60sec/cycles) Willytec CS-4 SD Mechatronik	Scanner 3D avant, à 120 000, à 240 000, à 640 000 à 1,2 millions de cycles pendant les tests d'usure Calcule de la perte verticale de matière du spécimen et de l'émail par Match 3D. Résistance à la flexion. Translucidité et décoloration des spécimens.
		Céramique hybride renforcés en polymères, VITA Enamic					
		Vitro-céramique renforcée en leucite, Empress CAD					
		Disilicate de lithium, IPS e.max CAD					

Référence	Type d'étude	Matériaux utilisés	Procédés de finitions	Conditionnement des spécimens	Conditionnement de l'antagoniste émail	Test d'usure	Les différentes mesures réalisées
Zandparsa et al. 2015 (46)	*In-vitro*	Disilicate de lithium, IPS e.max CAD	Tous les spécimens sont polis puis glacés dans un premier temps. Puis afin de mimer les situation cliniques au maximum, les spécimens sont fraisés et repolis manuellement. Les spécimens témoins émail sont issus de troisièmes molaires mandibulaires, les faces linguales sont rendu planes puis polies.	Disque 11 x 3mm	Cuspides mésio-palatines de troisièmes molaires maxillaires.	Test d'usure à 2 corps : 125 000 cycles, 13,5N, glissements bidirectionnels de 0,8mm fractionnés en 800 mouvements de 1µm, soit l'équivalent de 250 000 cycles unidirectionnels, salive artificielle. TAXTPlus texture analyzer,TA-317C	Scanner 3D digital (Activity 880 digital scanner) Calcule le volume perdu et la perte verticale par 3D digital inspection software (Qualify 2012)
		Disilicate de lithium, IPS e.max press					
		Feldspathique pressée, Noritake Super Porcelain EX-3					
		Zircone Y-TZP, Lava Plus					
		Émail					

Tableau 3 : Matériels et méthodes des études sélectionnées

Référence	Perte de matière de l'antagoniste émail : valeurs	Perte de matière du spécimen : valeurs	Classement significatif des résulats d'usure de l'antagoniste émail :	Classement significatif des résultats d'usure des spécimens :	Rugosité et Autres mesures	Conclusions
Esquivel-Upshaw et al. 2006 (47)	IPS e-max Press G 88,4µm secteur prémolaire, 88,3µm secteur molaires	Non étudiée**	émail<disilicate de lithium G selon des valeurs d'une étude in-vivo mesurant la perte verticale physiologique d'émail sur un an (50)	Non étudiée**	Non étudiée	Le disilicate de lithium use plus l'émail antagoniste qu'une dent saine selon des valeurs d'une étude in-vivo mesurant la perte verticale physiologique d'émail sur un an (50)
Mitov et al. 2012 (36)	Valeurs non communiquées* (boîtes à moustaches)	Vitrocéramique P 63,62µm (16,85) Zircone G 39,05µm (10,64) Zircone P et R non détectable	Zircone P < vitrocéramique P = Zircone G = Zircone R (bague rouge) < Zircone R (bague verte)	Zircone P = Zircone R < Zircone G < Vitrocéramiqe P	Rugosité des spécimens : Zircone P = vitrocéramique P < Zircone G < Zircone R (bague rouge) < Zircone R (bague verte)	La zircone doit être polie. Il n'y a pas de lien significatif entre les usures de spécimens et de l'émail avec la rugosité.
Kim et al. 2012 (37)	Zircone Prettau = Lava = Rainbow : 0,04mm^3(0,02) à 600 et 1200 grit IPS e.max Press 0,08mm^3(0,03) à 600grit et 0,06mm^3(0,03) à 1200 grit Feldspathique 0,13mm^3(0,05) à 600 grit et 0,11mm^3(0,03)à 1200grit	Non étudiée**	Zircone Prettau = Lava = Rainbow < IPS e.max Press < feldspathique De plus l'usure est plus importante avec une finition à 600grit que 1200grit	Non étudié**	Rugosité des spécimens : 600 grit : IPS e.max Press < Zircone Rainbow < Lava = Prettau < feldspathique 1200 grit : IPS e.max Press < Zircone Prettau < Lava < Rainbow < feldspathique	Les spécimens en zircone usent moins l'émail que le disilicate de lithium et que les céramiques feldspathiques.
Janyavula et al. 2013 (38)	Zircone P 0,11mm^3 (0,04) à 200 000 cycles et 0,21mm^3 (0,05) à 400 000 cycles Zircone G 0,87mm^3 (0,21) à 200000 cycles et 1,18mm^3 (0,20) à 400 000 Zircone PG 0,59mm^3 (0,10) à 200000 et 0,88mm^3 (0,12) à 400000 Feldspathique 1,46mm^3 (0,50) à 200000 cycles et 2,15mm^3 (0,50) à 400000 cycles Email 0,29mm^3 (0,21) à 200000 cycles et 0,49mm^3 (0,20) à 400000cycles	Zircone P 0,00mm^3 (0,00) à 200 000 cycles et 0,00mm^3 (0,00) à 400 000 cycles Zircone G 0,38mm^3 (0,1) à 200000 cycles et 0,62mm^3 (0,16) à 400 000 Zircone PG 0,27mm^3 (0,06) à 200000 et 0,42mm^3 (0,11) à 400000 Feldspathique 0,87mm^3 (0,1) à 200000 cycles et 1,29mm^3 (0,1) à 400000 cycles Email 0,24mm^3 (0,08) à 200000 cycles et 0,49mm^3 (0,1) à 400000cycles	Zircone P < émail < Zircone PG = Zircone G < feldspathique Ordre similaire à 200 000 cycles et 400 000 cycles	Zircone P < émail = Zircone PG < Zircone G < feldspathique Ordre similaire à 200 000 cycles et 400 000 cycles	Rugosité des spécimens : Zircone P < Zircone PG = Zircone G < feldspathique = émail	Les propriétés d'usure de la zircone sont acceptables. Les couronnes en zircone monolithiques doivent être polies.
Stawarczyk et al. 2013 (39)	<u>À 1,2million de cycles :</u> Alliage 55,3µm (38,5) Zircone stratifié 73,5µm (32,8) Zircone G céramique de glaçage 118µm (30,9) Zircone G spray 62,2µm (16,6) Zircone P manuellement 27,3µm (15,2) Zircone P méchaniquement 28µm (11,1)	<u>À 1,2million de cycles :</u> Alliage 13,2µm (8,3) Zircone stratifié 66,8µm (47,5) Zircone G céramique de glaçage 49,5µm (10,3) Zircone G spray 91,3µm (38,6) Zircone P manuellement 0,8µm (0,8) Zircone P méchaniquement 0,8µm (0,8)	Zircone P = Zircone stratifié = Alliage = Zircone G spray < Zircone G céramique de glaçage Statistiques réalisées par rapport au témoin Alliage et aux mesures prises à 120 000 cycles, 240 000 cycles, 640 000 cycles, 1 200 000 cycles	Zircone P = Zircone stratifié = Alliage < Zircone G spray = Zircone G céramique de glaçage Statistiques réalisées par rapport au témoin Alliage et aux mesures prises à 120 000 cycles, 240 000 cycles, 640 000 cycles, 1 200 000 cycles	Non étudiée	La zircone polie use le moins l'émail et s'use le moins. La zircone glacée use le plus l'émail et s'use le plus.

Référence	Perte de matière de l'antagoniste émail : valeurs	Perte de matière du spécimen : valeurs	Classement significatif des résulats d'usure de l'antagoniste émail :	Classement significatif des résultats d'usure des spécimens :	Rugosité et Autres mesures	Conclusions
Mörmann et al. 2013 (40)	Valeurs non communiquées* (diagramme)	Valeurs non communiquées* (diagramme)	Zircone P = émail (témoin). Émail (témoin) = disilicate de lithium P Zircone P < disilicate de lithium P	Zircone P < émail (témoin) = disilicate de lithium P	Avant test de brossage : -rugosité : Zircone P 0,026 µm (0,003), disilicate de lithium P 0,005 µm (0,001) et émail 0,012 µm (0,0008) -brillance : Zircone 128GU, disilicate de lithium 57GU et l'émail 53GU Après test de brossage : -rugosité : Zircone P 0,025 µm (0,004), disilicate de lithium P 0,007 µm (0,0001) et émail 0,187 µm (0,013) -brillance : zircone 133GU, disilicate de lithium 54GU et émail 25GU Dureté : Zircone 7996, disilicate de lithium 4156 et l'émail 2128	Les céramiques monolithiques usent et s'usent autant ou moins, que le groupe témoins émail/émail.
Park et al. 2014 (41)	Valeurs non communiquées* (diagramme)	Non étudiées**	Zircone Prettau P = Zircone Zeno = Zircone Prettau M = Zircone Zirblank < Zircone Pretau M puis G < feldspathique	Non étudié**	Rugosité des spécimens : Zircone Prettau P = Zircone Zeno = Zircone Prettau M puis G =Zircone Zirblank < feldspathique < Zircone Prettau M	La zircone polie use le moins. La zircone glacée et la céramique feldspathique usent le plus l'émail.
Stober et al. 2014 (48)	Zircone 33µm (32) émail controlatéral 10µm (7) Moyenne des points d'usure max : Zircone 112µm (70) émail controlatéral 46µm (28)	Zircone 10µm (5) émail controlatéral 10µm (6) Moyenne des points d'usure max : Zircone 43µm (14) émail controlatéral 58µm (35)	Émail < zircone	Émail = Zircone	La différence entre l'usure de l'antagoniste zircone et de l'antagoniste controlatéral sont plus faibles chez les homme que chez les femmes, et elle est plus faible chez les sujets qui ont une haute activité musculaire la nuit.	La zircone use plus son antagoniste émail que l'antagoniste émail controlatéral.
Amer et al. 2014 (42)	Zircone R 2,12 mm^2 Zircone P 1,26 mm^2 Zircone G 5,58 mm^2 Disilicate de lithium R 1,34 mm^2 Disilicate de lithium P 1,39 mm^2 Disilicate de lithium G 3,29 mm^2 Feldspathique R 2,62 mm^2 Feldspathique P 1,82 mm^2 Feldspathique G 4,20 mm^2	Non étudiées**	Pas de différence significative entre les différents matériaux Différence signicative entre les procédés de fintions, G use le plus et P = R	Non étudié**	Rugosité des spécimens : Zircone R 0,435 µm Zircone P 0,119 µm Zircone G 0,317 µm Disilicate de lithium R 1,371 µm Disilicate de lithium P 0,247 µm Disilicate de lithium G 0,357 µm Feldspathique R 0,665 µm Feldspathique P 0,242 µm Feldspathique G 1,038 µm	Il n'y a pas de différence entre la zircone, le disilicate de lithium et la céramique feldspathique mais le glaçage de ces céramiques entraine une usure de l'émail plus importante que lorqu'elles sont polies.
Sripetchdanond et al. 2014 (29)	Usure moyenne : Zircone P 1.83µm (0,75) Disilicate de lithium P 7,32µm (2,06) Composite p 1,37µm (0,81) émail P 8,81µm (5,16) Usure max : Zircone P 2,17µm (0,80) Disilicate de lithium P 8,54µm (2,31) Composite P 1,70µm (0,92) émail P 10,72µm (6,31)	Non étudiées**	Zircone P = Composite P < Disilicate de lithium P = émail P Valeurs statistiquement similaires pour l'usure max et moyenne	Non étudié**	La rugosité de l'émail antagoniste augmente de manière significative pour Zircone P, Disilicate de lithium P et l'émail entre le début et la fin du test. Pas de différence significative pour Composite P. Rugosité de l'antagoniste après les tests : Composite P < Zircone P = Disilicate de lithium P = émail P	Zircone et composite usent le moins. Disilicate de lithium et l'émail usent le plus La rugosité de l'antagoniste émail augmente au cours de l'usure avec la zircone, le disilicate de lithium et l'émail mais pas avec le composite

Référence	Perte de matière de l'antagoniste émail : valeurs	Perte de matière du spécimen : valeurs	Classement significatif des résulats d'usure de l'antagoniste émail :	Classement significatif des résultats d'usure des spécimens :	Rugosité et Autres mesures	Conclusions
Lawson et al. 2014 (43)	Zircone R 0,54mm^3 (0,18) Zircone R+P 0,33mm^3 (0,11) Zircone R+G 0,68mm^3 (0,20) Dislicate de lithium R 0,53mm^3 (0,2) Dislicate de lithium R+P 0,36mm^3 (0,09) Dislicate de lithium R+G 0,47mm^3 (0,15) Feldspathique 2,15mm^3 (0,58) Émail 0,45mm^3 (0,12)	Zircone R 0mm^3 Zircone R+P 0mm^3 Zircone R+G 0,57mm^3 (0,13) Dislicate de lithium R 0,42mm^3 (0,21) Dislicate de lithium R+P 0,39mm^3 (0,16) Dislicate de lithium R+G 0,47mm^3 (0,15) Feldspathique 1,19mm^3 (0,18) Émail 0,42mm^3 (0,11)	Zircone R+P = disilicate de lithium R+P < Zircone R = Zircone R+G = disilicate de lithium R = disilicate de lithium R+G = émail < feldspathique	Zircone R = Zircone R+P < Zircone R+G = disilicate de lithium R = disilicate de lithium R+P = disilicate de lithium R+G = émail < felspathique	L'émail a une rugosité supérieur que les céramiques monolithiques R+P et R+G. Les céramiques monolithiques R ont une rugosité supérieur que R+P et R+G	La zircone est plus résistante à l'usure que le disilicate de lithium. Le polissage cause moins d'usure que le glaçage, il est recommandé de polir la zircone et le disilicate de lithium après retouche.
Mundhe et al. 2015 (49)	Secteur molaire : Zircone P 127,00µm Feldspathique G179,70 émail 35,10µm Secteur prémolaire : Zircone P 42,10µm Feldspathique G 69,20µm émail 17,3µm	Non étudiées**	Émail < zircone P < feldspathique P pour les secteurs molaires et prémolaires	Non étudié**	Non étudiée	La zircone use plus l'émail que le couple émail/émail mais moins qu'une céramo-métallique. Après un an d'essai on a une différence signicative de l'usure entre les secteurs prémolaires et les secteurs molaires pour les trois groupes.
Chong et al. 2015 (7)	Zircone P 210µm (138) et 0,15mm^3 (0,15) Zircone P + G 197µm (128) et 0,15mm^3 (0,17) Zircone R 309µm (77) et 0,34mm^3 (0,14) Zircone R + P 162µm (115) et 0,10mm^3 (0,11) émail 299µm (113) et 0,34mm^3 (0,23)	Non étudiées**	Perte verticale : Zircone R + P < Zircone R Perte volumique : Zircone R+ P < Zircone R = émail	Non étudié**	Rugosité des spécimens : -Zircone P 0,08µm (0,01) -Zircone P + G 0,42µm (0,09) -Zircone R 0,47µm (0,12) -Zircone R + P 0,09µm (0,05) -émail 0,27µm (0,12)	Zircone polie au laboratoire et la zircone polie au fauteuil après retouches use le moins l'émail. La rugosité a un effet significatif sur l'usure verticale et volumique.
Figueiredo-Pina et al. 2015 (44)	Valeurs non communiquées*	Valeurs non communiquées*	pH7 : disilicate de lithium P < stratifié G pH3 : disilicate de lithium P < stratifié G	Disilicate de lithium P < stratifié G différence plus importante à pH7	Rugosité des spécimens : Disilicate de lithium P 0,52µm (0,23) Stratifié G 1,49 µm (0,38) Le coefficient de friction est plus faible à pH3 (dissolution des débris générés)	La céramique stratifiée use le plus l'émail. La céramique stratifiée s'use plus que le disilicate de lithium.
Stawarczyck et al. 2015 (45)	<u>À 1,2million de cycles :</u> Composite LAVA Ultimate 319,7µm (98,0) Composite Cerasmart 247,9µm (151,3) Composite Shofu Block 319,0µm (91,4) Composite test 1 329,0µm (84,2) Composite test 2 271,5µm (81,4) Céramique hybride 659,3µm (171,4) Vitro-céramique renforcée en leucite P 545,5µm (161,4) Disilicate de lithium P 519,1µm (124,5)	<u>À 1,2million de cycles :</u> Composite LAVA Ultimate 480,8µm (158,1) Composite Cerasmart 421,6µm (76,8) Composite Shofu Block 475,0µm (92,2) Composite test 1 425,0µm (52,2) Composite test 2 276,0µm (41,2) Céramique hybride 296,6µm (62,8) Vitro-céramique renforcée en leucite P 297,2µm (65,4) Disilicate de lithium P 356,5µm (65,8)	Composite LAVA Ultimate = Composite Cerasmart = Composite Shofu Block = Composite test 1 = composite test 2 < céramique hybride = vitro-céramique = disilicate de lithium	Composite test 2 = céramique hybride = vitro-céramique = disilicate de lithium < Composite LAVA Ultimate = Composite Cerasmart = Composite Shofu Block = Composite test 1	Le disilicate de lithium a la plus haute résistance à la flexion. Les composites ont la plus haute translucidité. Le disilicate de lithium est moins sujet aux décolorations dues au cresson, au curry et au vin rouge. Les plus sensibles sont les composites.	Les composites s'usent plus mais usent moins l'antagoniste. Les vitro-céramiques s'usent moins mais usent plus l'émail.

Référence	Perte de matière de l'antagoniste émail : valeurs	Perte de matière du spécimen : valeurs	Classement significatif des résulats d'usure de l'antagoniste émail :	Classement significatif des résultats d'usure des spécimens :	Rugosité et Autres mesures	Conclusions
Zandparsa et al. 2015 (46)	IPS e.max Press 39,75µm^3 (7,33) et 33,25µm (8,2) IPS e.max CAD 40,58µm^3 (13,26) et 27,91µm (6,8) Zircone 48,66µm^3 (14,25) et 27,50µm (7,4) Feldspathique 45,08µm^3 (16,64) et 34,75µm (13,2) Émail 37,08µm^3 (11,88) et 29,08µm (4,6)	Non étudiées**	Aucune différence significative n'a été révélée entre les différent matériaux.	Non étudiées**	Non étudiée	Les résultats d'usure de l'antagoniste émail semblent acceptables dans le temps pour ces céramiques monolithiques en comparaison avec le groupe témoin émail/émail.

Spécimens : polis (P), glacé (G), polis puis glacé (PG), fraisé ou retouches occlusales (R), maquillé (M)
Différence significative (<) ou absence de différence significative (=)
(*) : les valeurs numériques ne sont pas communiquées mais les mesures ont été réalisées par les auteurs. Elles ont toutes fait l'objet d'une analyse selon des modèles statistiques décrits dans chaque étude.
(**) : les mesures n'ont pas été réalisées, retrouvé uniquement pour le taux d'usure des spécimens.

Tableau 4 : Résultats et conclusions des études sélectionnées

3.3 Les études exclues

Les 11 études non retenues ont été répertoriées et la raison de leur exclusion indiquée dans le tableau suivant *(Tableau 5)*.

Études exclues	Raison de l'exclusion
Preis et al. 2011 (51)	L'antagoniste est simulé par des balles en stéatite. L'antagoniste émail sert de référence.
Wang et al. 2012 (52)	Le coefficient de friction est évalué et l'état de surface des échantillons est analysé mais la perte de matière de l'émail antagoniste n'est pas mesurée.
Rosentritt et al. 2012 (53)	L'antagoniste est simulé par des balles en stéatite. L'antagoniste émail sert de référence.
Beuer et al. 2012 (54)	L'antagoniste est simulé par de la céramique feldspathique.
Preis et al. 2012 (55)	L'antagoniste est simulé par des balles en stéatite. L'antagoniste émail sert de référence.
Kontos et al. 2013 (56)	L'antagoniste est simulé par des balles en stéatite.
Miyazaki et al. 2013 (57)	L'usure est traitée sans réalisation de test, les résultats se basent sur d'autres études.
Lee et al. 2014 (28)	Le coefficient de friction est évalué et l'état de surface des échantillons est analysé mais la perte de matière de l'émail antagoniste n'est pas mesurée.
Amer et al. 2015 (58)	L'effet que peut avoir l'usure sur la rugosité des céramiques est évalué. La perte de matière de l'émail antagoniste n'est pas mesurée.
Preis et al. 2015 (59)	L'antagoniste est simulé par des balles en stéatite. Les échantillons émail sont des témoins.
Cardelli et al. 2015 (60)	Article de type « case report »

Tableau 5 : Exclusions des études dont le texte intégral a été lu.

3.4 Analyse des données

Une hétérogénéité élevée entre les études sélectionnées concernant les méthodes mises en place, les unités de mesures et les résultats a été observée. Par conséquent, une méta-analyse n'a pas été réalisable et une synthèse qualitative a été effectuée pour les données recueillies.

3.5 Matériaux testés et leurs différents procédés de finition

Les matériaux utilisés :

Des céramiques monolithiques en zircone Y-TZP sont testées dans treize études (7, 29, 36, 37, 38, 39, 40, 41, 42, 43, 46, 48, 49).

Des céramiques monolithiques en disilicate de lithium (IPS e.max Press ou IPS e.max CAD) sont utilisées dans neufs études (29, 37, 40, 42, 43, 44, 45, 46, 47).

Dans six de ces études, la zircone a été comparée au disilicate de lithium (29, 37, 40, 42, 43, 46).

Les autres types de matériaux utilisés comme référentiel sont des céramiques stratifiées (chape céramique ou métallique), des alliages ou des résines composites. Un groupe témoin avec un spécimen émail confronté à un antagoniste émail est mis en place dans huit études (7, 29,38, 40, 43, 46, 48, 49).

Procédés de finition des spécimens:

Les spécimens en céramique sont, dans l'ensemble des tests, standardisés afin d'avoir une surface plane (cuboïdes, rectangles, disques, cylindres). Pour les spécimens émail témoins, il s'agit de la face vestibulaire d'incisives centrales maxillaires ou de la face linguale de troisièmes molaires mandibulaires.

Les différents procédés de finition retrouvés dans les tests sont :

- Le polissage au laboratoire ou au cabinet
- Les retouches occlusales bagues rouges ou bagues vertes
- Le glaçage ou le maquillage de la céramique

L'antagoniste émail :

Les tests sont réalisés avec, comme antagonistes, des cuspides de dents humaines récemment extraites non déshydratées. Dans certaines études, elles subissent une standardisation de forme ; dans d'autres, un simple polissage suffit. Les échantillons d'émail sont issus de molaires ou de prémolaires dont l'émail apparaît sain sans défaut ni fissure.

3.6 Les dispositifs de simulation de l'usure dans les études *in-vitro*

Parmi les treize études *in-vitro*, sept modèles de simulation sont retrouvés :

- Le système de simulation Mechatronik (7, 36, 37, 42) : 120 000, 240 000 ou 300 000 cycles associés à un glissement de 0,3 ou 0,7 mm et une force de 49N ou 50N. Il utilise aussi une combinaison de mouvements verticaux et horizontaux de manière simultanée. Stawarczyk et al. (45) réalisent jusqu'à 1,2 million de cycles.
- Le UAB (University of Alabama at Birmingham) Wear Machine (38, 43) : 400 000 cycles avec un glissement de 2mm et une force de 10N.
- Le Zurich Wear Simulation (39, 40) : 1,2 millions de cycles avec une force de 49N et un stress thermique variant de 5°C à 50°C toutes les 120 secondes.
- Le Oregon Health Sciences University Wear Machine – OHSU (38) : 50 000 cycles d'un mouvement de 8 mm avec une force de 20N et une pression finale statique de 70N.
- Le ASTM Standard G99 (29) : 4800 cycles associés à un mouvement circulaire de 2 mm de rayon et une force de 25N.
- Un prototype mis au point par Figueiredo-Pina et al. (44) : 21 600 cycles d'un mouvement de 3 mm avec une force verticale de 1,96N.
- Le TAXTPlus texture analyzer (46) : 125 000 cycles à 13,5N, glissements bidirectionnels de 0,8 mm fractionnés en 800 mouvements de 1µm, soit l'équivalent de 250 000 cycles unidirectionnels.

Certains auteurs s'éloignent des préconisations faites par les protocoles de simulation d'usure en modifiant certains paramètres. D'autres paramètres facultatifs sont intégrés tels que :

- La température : dans quatre études (37, 39, 40, 45) les auteurs prennent en compte les changements de température pouvant avoir lieu en bouche. Le changement de température est de 5 à 55°C. Cette température est régulée par un flux d'eau distillée. Pour le « Zurich Wear Simulation », il y a 3000 thermo-cycles durant le test.
- L'irrigation : la simulation de la salive se fait par de l'eau distillée dans huit des treize études. L'eau distillée ou l'eau déminéralisée sert à lubrifier, à chasser les débris et à contrôler la température. Janyavula et al. (38) et Lawson et al. (43) utilisent une salive artificielle composée de 33% de glycérine et 66% d'eau distillée. Amer et al. (42)

mettent en place une pâte alimentaire pour mimer le bolus. Figueiredo-Pina et al. (44) réalisent deux tests à pH différents, un au pH 3 et un autre au pH 7, le pH est contrôlé par la concentration en acide citrique. Zandparsa et al. (46) utilisent une salive artificielle dont la composition n'est pas communiquée.

- Le brossage : dans une seule étude, le brossage est simulé et son effet sur la rugosité et la brillance mesuré (40).

3.7 Les moyens de mesure

L'analyse quantitative de l'usure dans les études sélectionnées se fait par la quantification de la perte de matière. Cette mesure se porte soit sur la perte verticale, soit sur la perte volumique. Dans certaines études, d'autres paramètres sont mesurés telles que la rugosité, la dureté, la brillance et l'étude de l'état de surface observé au microscope électronique à balayage (MEB).

La perte de matière :

Le calcul de la perte de matière se fait grâce à un scanner dans chacune des études. Il y a une superposition des images 3D avant et après les tests. Dans trois études (38, 39, 45) les auteurs font plusieurs mesures pendant les tests : à 200 000 cycles et à 400 000 cycles pour Janyavula et al. (38), et à 120000 cycles, 240 000 cycles, 640 000 cycles et 1,2 million de cycles pour Stawarczyk et al. (39, 45). Pour Sripetchdanon et al. (29) il faut prendre cinq mesures, décalées de 15° les unes des autres, afin d'exclure les erreurs dues aux rainures. Dans le cadre des études *in-vivo*, les empreintes sont coulées et les modèles sont scannés.

Dans trois études, les auteurs calculent la perte verticale de matière maximale et moyenne (29, 36, 48). Dans trois autres, ils calculent la perte verticale moyenne (39, 40, 49).

Dans six études, les auteurs calculent le volume perdu (7, 37, 38, 41, 43, 46). Chong et al. (7) et Zandparsa et al. (46) sont les seuls à calculer la perte verticale et volumique. Figueiredo-Pina et al. (44) mesurent la masse perdue.

La rugosité :

Dans neuf des treize études *in-vitro*, les auteurs mesurent la rugosité (7, 36, 37, 38, 40, 41, 42, 43, 44). Dans une étude, la rugosité des échantillons d'émail antagoniste est mesurée avant et après le test (29). Dans les études *in-vivo*, la rugosité n'est pas mesurée.

Microstructure de surface :

Dans huit études les mesures de l'usure sont complétées par une analyse qualitative de l'usure grâce à un microscope électronique à balayage (MEB) (7, 29, 36, 37, 39, 40, 41, 44). L'analyse au MEB ne se fait pas pour les études *in-vivo*.

Autres mesures :

Mörmann et al. (40) mesurent la brillance après un test simulant le brossage et la dureté de Martens.

Dans une étude *in-vivo* (48) un électromyogramme (BiteStrip) est utilisé au niveau des masséters pour la sélection des sujets.

Figueiredo-Pina et al. (44) mesurent le coefficient de friction μ. Le coefficient de friction, ou coefficient de frottement dynamique, est un paramètre qui reflète les caractéristiques des deux parties qui interagissent lors d'un contact (52). La force appliquée N, associée au coefficient de friction, donne la résultante qui s'oppose au mouvement.

Stawarczyk et al. (45) mesurent la résistance à la flexion et les effets du curry et du vin rouge sur la translucidité et la décoloration des spécimens.

3.8 Résultats d'usure de l'antagoniste émail

3.8.1 Approche quantitative

In-vitro :

Dans toutes les études la perte de matière de l'antagoniste émail est mesurée. Dans l'ensemble des études, les spécimens en zircone polie usent moins l'émail que ne le font les spécimens en zircone retouchée et ceux en zircone glacée. Certaines études comparent les spécimens en zircone polie à d'autres matériaux :

- Dans les six études (29, 37, 40, 42, 43, 46) où la zircone polie est comparée au disilicate de lithium poli, les résultats sont différents. Dans certaines études, la zircone polie use moins l'émail que le disilicate de lithium poli (29, 37, 40). Alors que pour d'autres, les taux d'usure de l'émail face à ces deux matériaux sont similaires (42, 43, 46).
- Lorsque la zircone est comparée à de la céramique feldspathique, la zircone polie

use moins l'émail que les céramiques feldspathiques (37, 38, 41, 43, 49). Cependant, pour certains auteurs les résultats sont similaires (42, 46).

- Lorsque la zircone est comparée à certains composites (29, 40), ces derniers usent moins l'émail que la zircone. Cependant, les composites s'usent plus que la zircone : le phénomène d'usure concernerait le composite plutôt que l'antagoniste. Les mêmes conclusions sont rapportées par Stawarczyk et al. (45) qui comparent le disilicate de lithium à certains composites de CFAO.

Pour Figueiredo-Pina et al. (44), les tests d'usure se font entre des spécimens en disilicate de lithium et des spécimens en céramique stratifiée à base de fluorapatite selon les indications du fabricant. Selon eux, les spécimens en céramiques stratifiées usent plus l'émail. Ils mesurent aussi l'usure sous différents pH, et démontrent que l'usure occlusale est plus importante à pH7 qu'à pH3.

In-vivo :

Dans deux des études *in-vivo*, les spécimens en zircone polie usent plus l'émail antagoniste que ne le fait la dent saine controlatérale.

Pour Esquivel-Upshaw et al. (47), les tests d'usure se font seulement avec des bridges en disilicate de lithium monolithique, ces bridges en disilicate de lithium monolithiques useraient plus l'émail antagoniste que ne le ferait une dent saine selon des valeurs issues d'une étude *in-vivo* mesurant la perte verticale physiologique d'émail sur un an (50).

3.8.2 Approche qualitative

L'état de surface des échantillons d'émail après les tests d'usure est analysé à l'aide d'un microscope électronique à balayage dans quatre études (7, 39, 40, 44).

L'émail, dans l'étude de Stawarczyk et al. (39), subit dans 100% des cas des craquements quand il est opposé à un spécimen en zircone polie alors qu'il ne présente des craquements que dans 50% des cas quand il est opposé aux spécimens glacés ou feldspathiques.

Cependant, les craquements se retrouvent sur des images à grandissement moyen (environ x50) et les surfaces d'usure dans les autres études sont étudiées à fort grandissement (environ x500). Les facettes d'usure paraissent douces et polies lorsque l'émail est opposé à des spécimens en zircone polie et en disilicate de lithium poli, pour Mörmann et al. (40), et pour

Chong et al. (7).

Figueiredo et al. (44) trouvent une surface d'émail avec des rayures, du chipping et des craquements lorsqu'il est opposé au disilicate de lithium poli. Ces marques d'usure sont moins marquées quand le test est réalisé à pH 3. De plus, des particules de céramique sont retrouvées à la surface de l'émail.

Mörmann et al. (40) et Chong et al. (7) trouvent une surface rugueuse avec du chipping et micro-fractures dans les groupes témoins émail/émail.

3.9 Résultats d'usure des spécimens

3.9.1 Approche quantitative

Dans huit études l'usure des spécimens en céramique est mesurée (36, 38, 39, 40, 43, 44, 45, 48).

Ce sont les spécimens en zircone monolithique qui bénéficient de l'usure la plus faible lorsqu'ils sont comparés aux autres matériaux (dont les spécimens émail témoins dans les études in-vitro).

Cependant, lors de l'étude *in-vivo* de Stober et al. (48), la couronne en zircone monolithique s'use autant que son homologue controlatéral en émail.

Les spécimens en disilicate de lithium s'usent moins que les spécimens en céramique stratifiée ou que les spécimens en composite (43, 44, 45).

Au sein de chaque famille de matériau les spécimens polis sont moins sujets à l'usure que les spécimens glacés.

3.9.2 Approche qualitative

Dans sept études, l'usure des spécimens est analysée après les tests au microscope électronique à balayage (7, 29, 36, 37, 40, 41, 44).

L'analyse des spécimens en zircone polie montrent une structure dense, homogène et lisse (7, 29, 37, 40, 41).

Les spécimens en zircone retouchée présentent des micro-éclats le long des marques laissées

par le fraisage. Ces éclats sont plus importants lors de retouches avec des fraises gros grains (36). Pour Chong et al. (7), la zircone retouchée conserve les marques laissées par le fraisage et la présence de débris entre les stries a été notée.

L'analyse des spécimens en zircone glacée montre :

- Pour Mitov et al. (36) que les spécimens glacés ont une usure homogène sans craquement ni chipping, la céramique de glaçage et de maquillage a été totalement éliminée au niveau de la surface de contact.
- Pour Chong et al. (7) et pour Park et al. (41) que la zircone monolithique sous-jacente est exposée et présente des traces d'usure profondes créées par les restes de glaçage coincés agissant comme un troisième corps .

Les spécimens en disilicate de lithium sont denses et homogènes pour Kim et al. (37), alors qu'ils sont rugueux et présentent des craquements, des micro-fractures et des nano-pores à leur surface selon trois autres études (29, 40, 44). De plus, Figueiredo-pina et al. (44) retrouvent une couche constituée de débris d'émail et de céramique à la surface des spécimens.

Les céramiques feldspathiques et les céramiques cosmétiques sont rugueuses et présentent de nombreuses bulles d'air ou nano-pores (37, 41, 44).

Les spécimens témoins en émail ont une surface rugueuse avec présence de craquements (7).

4 Discussion

Les céramiques en zircone monolithique polie semblent être les céramiques qui usent le moins l'émail d'après les études *in-vitro*. De plus, ces taux d'usure sont plus faibles que les taux d'usure des groupes témoins émail/émail. Quant aux spécimens en disilicate de lithium, les résultats se rapprochent de l'usure émail/émail. Ces premiers résultats montrent que ces céramiques monolithiques ont un meilleur comportement en terme d'usure que les céramiques feldspathiques communément utilisées. Cependant, d'après deux des études menées *in-vivo* par Stober et al. (48) en 2014 et par Mundhe et al. (49) en 2015, les couronnes en zircone usent plus l'émail antagoniste qu'une dent saine, des résultats similaires avaient été retrouvés par Esquivel-Upshaw et al. (47) concernant le disilicate de lithium dans une étude *in-vivo* précédente. Il y a donc une différence entre les résultats des études *in-vitro* et ceux des études *in-vivo*. Différentes explications sont envisageables pour éclaircir ce phénomène.

L'ensemble des résultats des études sélectionnées dans cette revue de littérature conduit à discuter tout d'abord des difficultés de mise en place d'un dispositif de simulation dans les études *in-vitro,* puis de l'intérêt de mettre en place des études *in-vitro* d'usure à deux ou trois corps ainsi que de l'hétérogénéité des variables qui ne sont pas nécessairement liées (rugosité, microstructure de surface, dureté, coefficient de friction, vieillissement). Enfin, les études *in-vivo* existantes sont confrontées à l'analyse des études *in-vitro* afin de d'appréhender au mieux le comportement d'usure de ces céramiques.

4.1 Usure réelle : un procédé complexe à simuler

Cette différence observée entre les deux types d'étude semblerait indiquer que les méthodes mises en place dans les tests de simulation ne peuvent reproduire l'usure réelle en bouche. La littérature admet que le taux d'usure des zones d'occlusion est de 29µm/an pour les molaires et de 15µm/an pour les prémolaires d'après Lambrechts et al. (50), et de 10µm/an ou 0,04mm^3 pour Pintado et al. (61). Des résultats d'usure émail/émail similaires ont été trouvés dans deux des études *in-vivo*, bien que réalisées sur de courtes périodes (six mois (48) et un an (49)).

A contrario, une hétérogénéité importante est retrouvée dans les mesures des études *in-vitro* :

- Dans le cas de mesures verticales : en fonction des tests réalisés les valeurs varient du simple micromètre à plusieurs centaines de micromètres.
- Dans le cas de mesures volumétriques : en fonction des tests réalisés les valeurs ont

pour unité le micromètre cube dans une étude (46) et le millimètre cube dans d'autres, soit une différence d'unité de mesure de 10^9.

En cause : le nombre de cycles, les forces appliquées, la longueur du glissement, l'irrigation, la taille des spécimens, les surfaces de contact, usure à deux ou à trois corps... qui sont tant de paramètres différents faisant que les résultats ne sont pas comparables.

Cette hétérogénéité dans les résultats ne permet pas de réaliser de méta-analyse mais démontre les difficultés que peuvent retrouver les auteurs lorsqu'ils mettent en place un dispositif de simulation de l'usure.

En effet, la réalité clinique montre que l'usure dentaire est un procédé complexe multifactoriel. Si l'on considère l'usure par contact occlusal, selon Schlinder et al. (62), les forces développées lors de la mastication varient en fonction de la dureté des aliments, ce qui se répercute sur le schéma de la mastication dans sa globalité. En fonction des aliments, ce sont donc un ensemble de facteurs qui varient. Des différences, complexifiant d'autant plus ce schéma, se retrouvent aussi entre les secteurs postérieurs et le secteur antérieur.

Les dispositifs de simulation des études *in-vitro* cherchaient à reproduire ces forces de manière cyclique et identique alors que le schéma naturel de la mastication est un procédé qui s'adapte en permanence aux caractéristiques des aliments. Les tests *in-vitro* permettaient d'étudier les matériaux selon un type d'usure unique mais ne pouvaient pas inclure tous les paramètres et leurs nuances en un seul modèle de simulation. Il est donc important de définir les rôles respectifs des études *in-vivo* et des études *in-vitro* (à deux corps ou à trois corps).

4.2 Les essais *in-vitro*

Le but des études *in-vitro* est de se rapprocher au maximum des contraintes naturelles pour une seule forme d'usure définie. Les matériaux étudiés sont exposés à des forces du même ordre que celles développées en bouche. L'objectif est de comparer les propriétés des matériaux entre eux et par rapport aux fonctions pour lesquelles ils seront utilisés en bouche. Un dispositif de simulation d'usure a été proposé dans la littérature (63). Il comporte plusieurs paramètres idéaux : force dynamique de 48-52 N, impulsion 9,9-10,1 Ns, vitesse de glissement 39-41 m/s, fréquence 1,58-1,62 Hz, temps de contact 390-410 ms, température de 4,8°C à 56°C. La plupart des auteurs se basent globalement sur ces valeurs pour mener leurs études. Cependant, en fonction des auteurs, certains de ces paramètres sont modifiés. Des différences sont retrouvées entre les protocoles pour les forces appliquées, le nombre de cycles, les mouvements, l'irrigation et la température. Ainsi Janyavula et al. (38) et Lawson et

a1. (43) qui utilisaient le dispositif UAB (University of Alabama at Birmingham) Wear Machin appliquaient une force dynamique de 10N. Ils s'appuyaient sur le fait qu'une force est 3 à 4 fois plus élevée au début de la phase dynamique que pendant la phase statique. Pour eux, c'est donc au moment du contact que cette force est démultipliée pour revenir à sa valeur au fur et à mesure du glissement (63). Sripetchdanond et al. (29) suivaient les recommandations de l'ASTM Standard G99 avec 25N, de même qu'Amer et al. (42) celles de l'OHSU (64) avec 20N en mouvement et 70N en statique. Zandparsa et al. (46) suivaient les recommandations du TAXTPlus texture analyzer avec 13,5N et 125000 cycles. Les autres paramètres, c'est-à-dire, le nombre de cycles, le glissement et la fréquence, étaient propres à l'appréciation des auteurs. Toutefois, parmi les études sélectionnées, dans deux études (29, 44) les auteurs ne reproduisaient respectivement que 4800 cycles (à 25N) et 21 600 cycles (à 1,96N), ce qui était faible. Et le Zurich Wear Test utilisé dans deux études (39, 40) allait jusqu'à 1 200 000 cycles (à 50N) et représentait une usure équivalant à cinq années cliniques (65). Stawarczyk et al. (45) utilisaient dans leur étude la plus récente le même modèle que dans leurs études précédentes mais en changeant de simulateurs, ils ont combiné le Zurich Wear Test sur le système Mechatronik.

D'autre part, deux paramètres étroitement liés, l'irrigation et la température (la température est régulée par l'irrigation), diffèrent en fonction des auteurs. Huit études ont été réalisées simplement avec de l'eau pour lubrifier, pour chasser les débris et pour contrôler la température. Le modèle UAB (38, 43) associait, quant à lui, 33% de glycérine à l'eau afin de se rapprocher de l'aspect de la salive naturelle et d'augmenter la lubrification. Zandparsa et al. (46) ont utilisé une salive artificielle sans en indiquer la composition. Le Zurich Wear Test (39, 40), Kim et al. (37) et Stawarczyk et al. (45), ont fait varier la température de 5°C à 55°C comme il était recommandé. Figueiredo et al. (44) utilisaient une salive artificielle contenant de l'acide citrique pour contrôler le pH. Il y a donc dans douze études une usure à deux corps par un contact occlusal direct et une élimination des débris qui était reproduite.

Dans une étude *in-vitro*, les auteurs ne réalisaient pas d'irrigation car l'essai se faisait par frottement à trois corps avec une pâte alimentaire afin de mimer le bolus (42).

Ainsi, les auteurs des études *in-vitro* ont eu à leur disposition un panel de simulateurs. Les spécimens ont été testés dans des dispositifs d'usure distincts soit à deux corps, soit à trois corps selon les objectifs fixés par les auteurs.

4.3 Simulation d'usure à deux corps

Douze modèles simulaient une usure à deux corps (7, 29, 36, 37, 38, 39, 40, 41, 43, 44, 45, 46). Il s'agissait de mettre en contact direct deux matériaux par friction. Dans ces études, les résultats obtenus mettent en évidence un classement entre les matériaux possédant des propriétés plus ou moins délétères pour l'émail :

- Les spécimens en zircone polie ont les taux d'usure les plus faibles et usent le moins l'émail.
- Les spécimens en disilicate de lithium poli ont des taux d'usure acceptables (proche des résultats témoins émail/émail).
- En revanche, l'ensemble des études s'accordent à dire que, pour les spécimens glacés (disilicate de lithium et zircone) ou pour les céramiques feldspathiques, les taux d'usure de l'émail antagoniste sont plus élevés.

Les conclusions, tirées de ces essais en laboratoire d'usure à deux corps, mettent en avant les performances supérieures des spécimens en zircone monolithique polie. Ces performances sont assurées par la ténacité élevée de la zircone. Cette dernière n'entraine pas la formation de débris, eux-mêmes à l'origine d'une usure à trois corps, amplifiant la perte de matière. Ces débris s'intercalent entre les deux surfaces en contact et augmentent alors l'abrasion du spécimen et de l'émail (7, 41, 44).

4.4 Simulation d'usure à trois corps

Amer et al. (42) avec le dispositif OHSU, voulaient simuler la mastication à l'aide d'un substrat intercalé entre les deux corps solides afin de mimer la phase d'abrasion. Le but était aussi de compléter ce schéma en fin de mouvement avec une charge statique s'apparentant à de l'attrition. Ils admettaient, dans cette étude, qu'un glissement de 8mm à 20N, plus une charge statique de 70N en fin de mouvement pour 50 000 cycles, correspondaient à une année d'usure clinique. Les performances supérieures lors des tests d'usure à deux corps de la zircone polie n'ont pas été retrouvées dans cet essai. Il n'y avait pas de différence significative entre les taux d'usure de l'émail lorsqu'il est opposé à la zircone, au disilicate de lithium et à la céramique feldspathique. En revanche, une réelle différence a été confirmée entre les spécimens polis et les spécimens glacés pour tous les groupes (zircone, disilicate de lithium et feldspathique). Bien que le taux d'usure de l'antagoniste le plus faible revenait à la zircone polie, le disilicate de lithium montrait des propriétés intéressantes dans ce test d'usure à trois

corps. Dans cette étude, les taux d'usure de l'antagoniste face au disilicate de lithium se rapprochaient des taux d'usure de l'antagoniste face à la zircone.

Cette étude nuance donc la suprématie de la zircone polie qui avait été démontrée dans les études *in-vitro* d'usure à deux corps. D'autres études complémentaires seraient cependant nécessaires puisqu'il s'agit de la seule étude menée sur l'usure à trois corps *in-vitro*. Il serait notamment intéressant de réaliser des tests en faisant varier les forces et les types de substrats alimentaires.

4.5 Éléments complémentaires analysés

4.5.1 Rugosité

Des mesures ont été effectuées sur la rugosité, dans dix études (7, 29, 36, 37, 38, 40, 41, 42, 43, 44).

4.5.1.1 Évolution de la rugosité de l'antagoniste émail au cours des tests

Sripetchdanond et al. (29) étudiaient l'évolution de la rugosité de l'antagoniste avant et après les tests. Pour les échantillons exposés à la zircone, au disilicate de lithium et à l'émail, la rugosité de l'émail antagoniste augmentait au cours de l'usure à deux corps. En revanche, la rugosité de l'antagoniste émail n'augmentait pas quand celui-ci était exposé à un composite. Les auteurs en concluaient donc que l'usure à deux corps se faisait par adhésion pour les échantillons opposés aux spécimens composites et qu'elle se faisait par micro-fractures pour les échantillons opposés aux spécimens en céramiques monolithiques et aux spécimens témoins en émail. Cette usure par micro-fractures était plus importante pour les couples disilicate de lithium/émail et émail/émail que pour le couple zircone/émail, car le disilicate de lithium et l'émail sont plus susceptibles aux fractures que la zircone.

De plus, parmi ces tests d'usure à deux corps, Mörman et al (40) ont voulu compléter les données par un test d'abrasion de brossage et mesurer ses effets sur la rugosité et la brillance. Le brossage faisait diminuer la brillance et augmenter la rugosité de l'émail mais n'avait aucun effet sur la zircone et le disilicate de lithium.

4.5.1.2 Rôle de la rugosité des spécimens sur le taux d'usure de l'antagoniste émail

Dans huit des études, le lien direct entre la rugosité initiale d'un spécimen et sa faculté à user l'émail n'a pu être établi (36, 37, 38, 40, 41, 42, 43, 44). Cela pourrait s'expliquer en plusieurs

points :

- La rugosité d'une céramique évolue au cours de l'usure (58). La rugosité initiale d'une céramique ne déterminerait pas son pouvoir d'abrasif à long terme. En effet, cette évolution de la rugosité entrainerait une variation de la surface effective de contact par laquelle sont transmises les forces occlusales.
- Une même rugosité au niveau de matériaux différents n'entraîne pas le même taux d'usure. La nature du matériau et ses propriétés mécaniques intrinsèques (ténacité, dureté) semblent ainsi jouer également un rôle dans le pouvoir abrasif.
- La rugosité de surface initiale peut plus ou moins varier en fonction du procédé de finition utilisé. En effet, la couche de glaçage d'un spécimen maquillé ou simplement glacé va s'altérer plus rapidement que la couche de surface d'un spécimen poli et ce phénomène va ainsi modifier sa rugosité initiale.

A contrario, dans une étude, Chong et al. (7) comparaient la rugosité initiale des spécimens en zircone polie et des spécimens en zircone retouchée. Dans ces conditions, ils ont pu démontrer que l'usure de l'émail antagoniste avait un lien avec la rugosité des céramiques.

Dans une autre étude plus récente d'Amer et al. (58), les auteurs ont eux aussi démontré que la rugosité des spécimens dépend de la technique de finition et de la nature du matériau. Ils ont également observé une variation de la rugosité des céramiques au cours des tests d'usure.

Ainsi, les valeurs de la rugosité de l'émail et des céramiques évoluent avec l'usure. Par conséquent, le lien strict entre la rugosité initiale d'une céramique et son pouvoir d'usure n'a pas pu être établi.

Il serait donc intéressant d'approfondir l'étude sur l'évolution de la rugosité des céramiques et de l'émail au cours de l'usure, afin de comprendre le rôle que joue la rugosité dans l'usure.

4.5.2 Microstructures de surface au microscope électronique à balayage

Les analyses au microscope électronique à balayage sembleraient conclure sur une usure abrasive pour les couples émail/émail et céramiques/émail alors qu'elles concluraient sur une usure adhésive pour les couples composites/émail et alliages/émail. Les observations confirment que le comportement de la zircone polie et du disilicate de lithium poli se manifeste par un schéma plus proche de celui de l'émail et plus conservateur que ne le sont les céramiques feldspathiques ou les spécimens glacés ou retouchés. Dans seulement une étude (39), l'usure à deux corps de l'émail face aux céramiques monolithiques polies provoquerait

des craquements de l'émail, sans avoir de conséquence sur le taux d'usure, cela a été observé à grandissement moyen par Stawarczyk et al. (39). Malgré cela, à fort grandissement, les surfaces de l'émail restent lisses et denses, ce qui n'entraîne pas une usure aussi marquée que pour les spécimens glacés, retouchés ou en céramiques feldspathiques.

4.5.3 Dureté, coefficient de friction

D'autres liens tentent d'être établis par certains auteurs. Mörmann et al. (40) démontraient que les spécimens en zircone polie et en disilicate de lithium poli ont une dureté supérieure à celle de l'émail. Cette différence de dureté pourrait laisser penser que l'usure se ferait aux dépens de l'émail (élément moins dur) mais les résultats d'usure de cette étude prouvent le contraire. Il n'y avait pas de différence significative entre l'usure des spécimens en disilicate de lithium poli et l'usure de l'émail malgré leur différence de dureté. L'usure ne se faisait pas aux dépens de l'élément le moins dur.

Dans l'étude de Figueiredo-Pina et al. (44), le coefficient de friction et le taux d'usure étaient plus importants lors des essais réalisés à un pH neutre qu'à un pH acide car les débris d'émail étaient dissous à pH3 et diminuaient donc le phénomène d'usure à trois corps qui se mettait en place à pH7, l'usure de type érosive jouerait un rôle dans le cas de test d'usure à deux corps.

4.5.4 Effet du vieillissement sur les propriétés optiques

Dans une de leur étude, Stawarczyk et al. (45) étudiaient les effets du vin rouge, d'une solution à base de curry et d'une solution à base de cresson, sur la décoloration des composites et du disilicate de lithium. Les propriétés optiques des spécimens en composites seraient plus altérées par le vin rouge, le curry et le cresson que les céramiques à base de disilicate de lithium. Il s'agit dans cette étude d'une autre approche de l'usure qui ne serait pas seulement basée sur la perte de matière mais aussi sur le vieillissement des propriétés optiques des matériaux.

4.6 Analyse des autres tests d'usure existants

Cette revue de la littérature a été réalisée à partir d'études sélectionnées selon des critères d'inclusion et d'exclusion afin d'avoir des études qui soient strictement comparables entre elles. La mesure de l'usure dans cette revue est quantifiable car les études pour être incluses devaient mesurer la perte d'émail. Certaines études n'ont donc pu être incluses. Dans deux études (28, 52) les auteurs ne prennent pas en compte la quantité d'émail perdue mais

calculent le coefficient de friction μ et analysent les marques de l'usure sur les spécimens et sur l'émail. Ils en concluent, d'après les coefficients de friction et les analyses au microscope électronique, que les spécimens en zircone doivent absolument être polis (52) et que les spécimens en disilicate de lithium ont un comportement similaire à l'émail contrairement aux spécimens en or type III (usure adhésive) (28). Dans une étude, menée par Amer et al. (58), ils calculent l'effet de la simulation de la mastication sur la rugosité avec le même dispositif d'usure à trois corps utilisé dans leur étude précédente (42). Dans cette étude, ils prouvent que la rugosité des céramiques feldspathiques augmente au cours du test mais que la rugosité des spécimens zircone polie et disilicate de lithium poli reste la plus faible et n'augmente pas.

D'après les critères d'inclusion, l'antagoniste devait obligatoirement être un échantillon d'émail humain ce qui impliquait l'exclusion de certaines études. Ainsi, dans trois études (55, 56, 66), des boules de stéatite sont utilisées comme antagoniste afin d'éviter les biais dus aux tests réalisés avec de l'émail naturel. En effet pour Preis et al. (55, 66) l'émail humain présente trop de variations dans sa structure pour effectuer des tests reproductibles, et les résultats ne seraient ainsi pas fiables. Malgré cela, les résultats de Preis et al. (55, 66) restent cohérents avec les résultats des études *in-vitro* qui utilisent un antagoniste émail naturel. Ces tests de simulation, utilisant un antagoniste en balles de stéatite et non pas en émail naturel, ne semblent cependant pas représentatifs du comportement de l'usure naturelle. Les balles de stéatites sont plus dures et plus résistantes à l'usure que l'émail ce qui n'en ferait pas un matériau adéquat pour remplacer l'émail naturel dans les tests (67).

4.7 L'apport des études *in-vivo*

Dans deux revues de la littérature (68, 69) basées sur des études *in-vitro*, les auteurs avaient conclu que le polissage comme procédé de finition des céramiques monolithiques causait moins d'usure de l'émail antagoniste que le glaçage mais ne relevaient pas cette différence entre les tests d'usure à deux corps et à trois corps. Cette différence semblerait confirmée par les études in-vivo.

Dans cette revue, trois études *in-vivo* (47, 48, 49) viennent compléter l'analyse des études *in-vitro* concernant le pouvoir d'abrasion des couronnes monolithique en zircone et en disilicate de lithium sur l'émail. Les résultats de ces trois études concluent que les couronnes monolithiques en zircone et en disilicate de lithium usent plus l'émail antagoniste qu'une dent naturelle.

L'étude *in-vivo* d'Esquivel-Upshaw et al. (47) présentent de nombreux biais. Les tests ont été

réalisés sans référentiel, le référentiel qui a été choisi n'est autre qu'une étude clinique d'usure d'émail (50). Les échantillons ne sont pas comparable avec ceux de l'étude d'Esquivel-Upshaw et al.(47), les tranches d'âge des sujets ne sont pas les mêmes, les conclusions et les analyses statistiques croisées entre les deux études sembleraient biaisées. De plus Esquivel-Upshaw et al. (47) ont sélectionné 18 femmes pour 3 hommes dans leur essai clinique, ce qui ne semble pas représentatif. Les procédés de finitions au fauteuil des retouches occlusales réalisées lors de la pose des bridges dans l'étude d'Esquivel-Upshaw (47) ne sont pas indiqués.

Les deux autres études *in-vivo* semblent respecter des protocoles plus strictes.

Le protocole de l'essai clinique de Stober et al. (48) est différent de celui de Mundhe et al. (49) en de nombreux points. Pour Stober et al. il s'agit d'un essai de six mois sur 17 sujets de 21 à 73 ans sélectionnés en deux étapes :

- Une étape au fauteuil où ils excluaient les sujets présentant des signes de bruxisme, de grincements ou de troubles occlusaux.
- Puis une autre étape, à l'aide d'un électromyogramme des masséters, lors de laquelle ils mesuraient les activités musculaires.

Chaque sujet sélectionné bénéficie d'une couronne en zircone monolithique.

Pour Mundhe et al. (49) l'essai se fait sur un an chez dix sujets nécessitant une reconstitution prothétique bilatérale. Les sujets ont entre 18 et 35 ans et leur sélection similaire s'est faite en une seule étape sans électromyogramme. Les sujets sélectionnés bénéficiaient d'une couronne céramo-métallique et d'une couronne en zircone monolithique.

Le faible nombre de sujets dans les deux études constituait un point faible de ces essais. Stober et al. (48) ont procédé à un glaçage des couronnes en zircone puis à un polissage des retouches occlusales ce qui ne garantissait pas que l'ensemble des points de contacts occlusaux se fassent sur de la zircone polie ; ceci constituait un biais dans l'étude. Mundhe et al. (49) ont choisi de polir les couronnes en zircone et de glacer les céramo-métalliques après les retouches occlusales. Stober et al. (48) ont mesuré l'usure de l'émail et des couronnes tandis que Mundhe et al. (49) ont mesuré l'usure de l'émail seulement. Les résultats montraient que les couronnes céramo-métalliques et les couronnes en zircone monolithique usent plus l'émail que les dents naturelles avec une usure significativement plus importante pour les couronnes céramo-métalliques.

Ainsi, l'usure occlusale d'une dent opposée à une couronne en zircone monolithique est plus rapide que lorsqu'elle est opposée à une dent naturelle intacte. La différence de résultats

observée entre les études *in-vitro* d'usure à deux corps et d'usure à trois corps semblerait confirmée par les études *in-vivo*. La zircone lors de l'usure à trois corps use plus l'émail antagoniste que dans l'usure à deux corps car l'usure se fait aussi par l'élément interstitiel et non uniquement par la zircone directement. Lorsque la zircone est en contact direct avec l'émail, l'usure est plus faible. Chez un sujet ne présentant pas de trouble de l'appareil manducateur, la zircone n'a pas les mêmes propriétés espérées que dans les tests d'usure à deux corps. Bien que la zircone use moins l'émail que les céramiques feldspathiques conventionnelles, la zircone use plus l'émail que l'émail naturel dans un schéma d'usure normal. Cependant, les performances de la zircone dans les tests *in-vitro* laissent à penser que ses propriétés pourraient être utilisées chez des sujets présentant une forte usure attritive à deux corps causée par des parafonctions ou du bruxisme. Ce comportement de la zircone polie, d'usure à deux corps, serait aussi intéressant à prendre en compte dans la perspective d'une usure interproximale où les points de contacts proximaux des couronnes sembleraient devoir être polis. Ainsi, si les principaux inconvénients esthétiques et désavantages d'assemblage (70) de la zircone peuvent être gérés alors ses indications cliniques dépasseront peut-être son utilisation actuelle.

Cette revue aborde l'analyse de l'usure essentiellement sous son aspect abrasif, puisque les autres formes d'usure sont peu retrouvées dans les études sélectionnées :

- L'usure adhésive concerne les composites et les alliages mais n'interviendrait pas dans l'usure causée par les céramiques.
- L'usure érosive a été abordée dans une seule étude, Figueiredo-Pina et al (44) faisaient varier le pH.
- L'usure de fatigue n'a pas pu être pris en compte dans cette revue, cependant l'analyse de l'usure de fatigue de l'émail antagoniste serait intéressant quant à l'acceptabilité dans le temps des couronnes monolithiques.

Conclusion

Dans les limites de cette revue systématique, il apparaît que les céramiques monolithiques, à base de zircone ou de disilicate de lithium, sont moins délétères pour la dent antagoniste que ne peuvent l'être les céramiques feldspathiques de stratification communément utilisées en prothèse fixée. Concernant l'usure de l'antagoniste émail, si les céramiques feldspathiques sont considérées acceptables depuis des années, alors, ces deux types de céramiques monolithiques le sont d'autant plus.

Certaines conduites sont à tenir en clinique quant à la confection et à l'utilisation des céramiques monolithiques. Les points de contacts occlusaux doivent notamment être polis le plus finement possible. En outre, le polissage doit être préféré au glaçage puisqu'il entraîne une usure antagoniste plus faible. Ces précautions doivent être retenues aussi bien lors de la confection des couronnes que lors des retouches occlusales en bouche.

À ce jour, des études *in-vivo* comparant les effets respectifs de la zircone et du disilicate de lithium sur l'usure de l'émail antagoniste sont inexistantes.

D'autre part, le nombre d'études *in-vivo* mesurant l'usure de l'émail antagoniste face aux couronnes en zircone reste trop faible pour dégager des données significatives.

Enfin, les résultats des études *in-vitro* et des premières études *in-vivo* sont contradictoires. En effet, d'après les études *in-vitro* d'usure à deux corps, les couronnes en zircone usent moins l'émail que les dents naturelles, alors que dans les études *in-vivo*, dans un contexte d'usure physiologique, le contraire est retrouvé. Par conséquent, il serait intéressant d'étudier *in-vivo* le comportement de la zircone dans des cas extrêmes d'usure à deux corps tel que le bruxisme.

L'avenir des céramiques monolithiques semble prometteur. Leurs performances ne cessent d'être vérifiées par la littérature et leur utilisation se multiplie dans la pratique de tous les jours par le développement des outils numériques. Leurs indications dépasseront peut-être les attentes actuelles pour assurer un champ thérapeutique plus large.

Bibliographie

1. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. Int J Prosthodont. 2010;23(6):493–502.

2. Guess PC, Bonfante EA, Silva NRFA, Coelho PG, Thompson VP. Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2013;29(3):307–16.

3. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. J Oral Rehabil. 2010;37(8):641–52.

4. Silva NRFA, Thompson VP, Valverde GB, Coelho PG, Powers JM, Farah JW, et al. Comparative reliability analyses of zirconium oxide and lithium disilicate restorations in vitro and in vivo. J Am Dent Assoc. 2011 Apr;142:4S – 9S.

5. Guess PC, Kuliš A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. Dent Mater. 2008;24(11):1556–67.

6. Göstemeyer G, Jendras M, Dittmer MP, Bach F-W, Stiesch M, Kohorst P. Influence of cooling rate on zirconia/veneer interfacial adhesion. Acta Biomater. 2010;6(12):4532–8.

7. Chong BJ, Thangavel AK, Rolton SB, Guazzato M, Klineberg IJ. Clinical and laboratory surface finishing procedures for zirconia on opposing human enamel wear: A laboratory study. J Mech Behav Biomed Mater. 2015;50:93–103.

8. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. Eur J Esthet Dent Off J Eur Acad Esthet Dent. 2009;4(2):130–51.

9. Mecholsky JJ. Fracture mechanics principles. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 1995;11(2):111–2.

10. Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2013;29(12):1201–8.

11. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. J Mech Behav Biomed Mater. 2014;35:93–101.

12. Porstendörfer J, Reineking A, Willert HC. Radiation risk estimation based on activity measurements of zirconium oxide implants. J Biomed Mater Res. 1996;32(4):663–7.

13. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. Biomaterials. 1999;20(4):371–6.

14. Bremer F, Grade S, Kohorst P, Stiesch M. In vivo biofilm formation on different dental ceramics. Quintessence Int Berl Ger 1985. 2011;42(7):565–74.

15. Zhang Y, Kim J-W. Graded structures for damage resistant and aesthetic all-ceramic restorations. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2009;25(6):781–90.

16. Harianawala HH, Kheur MG, Apte SK, Kale BB, Sethi TS, Kheur SM. Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials. J Adv Prosthodont. 2014;6(6):456–61.

17. Kim H-K, Kim S-H. Effect of the number of coloring liquid applications on the optical properties of monolithic zirconia. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2014;30(9):e229–37.

18. Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of blue light passing through monolithic zirconia with respect to thickness and polymerization conditions. J Prosthet Dent. 2015;113(2):114–21.

19. Höland W, Rheinberger V, Apel E, van 't Hoen C, Höland M, Dommann A, et al. Clinical applications of glass-ceramics in dentistry. J Mater Sci Mater Med. 2006;17(11):1037–42.

20. Kang S-H, Chang J, Son H-H. Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. Restor Dent Endod. 2013;38(3):134–40.

21. Brackett MG, Lockwood PE, Messer RLW, Lewis JB, Bouillaguet S, Wataha JC. In vitro cytotoxic response to lithium disilicate dental ceramics. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2008;24(4):450–6.

22. Forster A, Ungvári K, Györgyey Á, Kukovecz Á, Turzó K, Nagy K. Human epithelial tissue culture study on restorative materials. J Dent. 2014;42(1):7–14.

23. Brunot-Gohin C, Duval J-L, Azogui E-E, Jannetta R, Pezron I, Laurent-Maquin D, et al. Soft tissue adhesion of polished versus glazed lithium disilicate ceramic for dental applications. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2013;29(9):e205–12.

24. Sravanthi Y, Ramani YV, Rathod AM, Ram SM, Turakhia H. The comparative evaluation of the translucency of crowns fabricated with three different all-ceramic materials: an in vitro study. J Clin Diagn Res JCDR. 2015;9(2):ZC30–4.

25. Mair LH. Wear in dentistry--current terminology. J Dent. 1992;20(3):140–4.

26. d'Incau E, Saulue P. Comprendre les usures dentaires. Rev Orthopédie Dento-Faciale. 2011;45(4):405–22.

27. Lee A, He LH, Lyons K, Swain MV. Tooth wear and wear investigations in dentistry: TOOTH WEAR. J Oral Rehabil. 2012;39(3):217–25.

28. Lee A, Swain M, He L, Lyons K. Wear behavior of human enamel against lithium disilicate glass ceramic and type III gold. J Prosthet Dent. 2014;112(6):1399–405.

29. Sripetchdanond J, Leevailoj C. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. J Prosthet Dent. 2014;112(5):1141–50.

30. Serra MC, Messias DCF, Turssi CP. Control of erosive tooth wear: possibilities and rationale. Braz Oral Res. 2009;23 Suppl 1:49–55.

31. Shellis RP, Addy M. The interactions between attrition, abrasion and erosion in tooth

wear. Monogr Oral Sci. 2014;25:32–45.

32. Roy S, Basu B. Mechanical and tribological characterization of human tooth. Mater Charact. 2008;59(6):747–56.

33. Grippo JO, Simring M, Schreiner S. Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited: a new perspective on tooth surface lesions. J Am Dent Assoc 1939. 2004;135(8):1109–18; quiz 1163–5.

34. Grippo JO, Chaiyabutr Y, Kois JC. Effects of cyclic fatigue stress-biocorrosion on noncarious cervical lesions. J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al. 2013;25(4):265–72.

35. Shamseer L, Moher D, Clarke M, Ghersi D, Liberati A, Petticrew M, et al. Preferred reporting items for systematic review and meta-analysis protocols (PRISMA-P) 2015: elaboration and explanation. BMJ. 2015;349(jan02 1):g7647–g7647.

36. Mitov G, Heintze SD, Walz S, Woll K, Muecklich F, Pospiech P. Wear behavior of dental Y-TZP ceramic against natural enamel after different finishing procedures. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2012;28(8):909–18.

37. Kim M-J, Oh S-H, Kim J-H, Ju S-W, Seo D-G, Jun S-H, et al. Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. J Dent. 2012;40(11):979–88.

38. Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. J Prosthet Dent. 2013;109(1):22–9.

39. Stawarczyk B, Özcan M, Schmutz F, Trottmann A, Roos M, Hämmerle CHF. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. Acta Odontol Scand. 2013 Jan;71(1):102–12.

40. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. J Mech Behav Biomed Mater. 2013;20:113–25.

41. Park J-H, Park S, Lee K, Yun K-D, Lim H-P. Antagonist wear of three CAD/CAM anatomic contour zirconia ceramics. J Prosthet Dent. 2014 Jan;111(1):20–9.

42. Amer R, Kürklü D, Kateeb E, Seghi RR. Three-body wear potential of dental yttrium-stabilized zirconia ceramic after grinding, polishing, and glazing treatments. J Prosthet Dent. 2014;112(5):1151–5.

43. Lawson NC, Janyavula S, Syklawer S, McLaren EA, Burgess JO. Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing. J Dent. 2014;42(12):1586–91.

44. Figueiredo-Pina CG, Patas N, Canhoto J, Cláudio R, Olhero SM, Serro AP, et al. Tribological behaviour of unveneered and veneered lithium disilicate dental material. J Mech Behav Biomed Mater. 2015;53:226–38.

45. Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth J-F. Evaluation of mechanical and

optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. J Mech Behav Biomed Mater. 2015;55:1–11.

46. Zandparsa R, El Huni RM, Hirayama H, Johnson MI. Effect of different dental ceramic systems on the wear of human enamel: An in vitro study. J Prosthet Dent. 2015;

47. Esquivel-Upshaw JF, Young H, Jones J, Yang M, Anusavice KJ. In vivo wear of enamel by a lithia disilicate-based core ceramic used for posterior fixed partial dentures: first-year results. Int J Prosthodont. 2006;19(4):391–6.

48. Stober T, Bermejo JL, Rammelsberg P, Schmitter M. Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. J Oral Rehabil. 2014;41(4):314–22.

49. Mundhe K, Jain V, Pruthi G, Shah N. Clinical study to evaluate the wear of natural enamel antagonist to zirconia and metal ceramic crowns. J Prosthet Dent. 2015;

50. Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. Quantitative in vivo wear of human enamel. J Dent Res. 1989;68(12):1752–4.

51. Preis V, Behr M, Kolbeck C, Hahnel S, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2011;27(8):796–804.

52. Wang L, Liu Y, Si W, Feng H, Tao Y, Ma Z. Friction and wear behaviors of dental ceramics against natural tooth enamel. J Eur Ceram Soc. 2012;32(11):2599–606.

53. Rosentritt M, Preis V, Behr M, Hahnel S, Handel G, Kolbeck C. Two-body wear of dental porcelain and substructure oxide ceramics. Clin Oral Investig. 2012;16(3):935–43.

54. Beuer F, Stimmelmayr M, Gueth J-F, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2012;28(4):449–56.

55. Preis V, Behr M, Handel G, Schneider-Feyrer S, Hahnel S, Rosentritt M. Wear performance of dental ceramics after grinding and polishing treatments. J Mech Behav Biomed Mater. 2012;10:13–22.

56. Kontos L, Schille C, Schweizer E, Geis-Gerstorfer J. Influence of surface treatment on the wear of solid zirconia. Acta Odontol Scand. 2013;71(3-4):482–7.

57. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. J Prosthodont Res. 2013;57(4):236–61.

58. Amer R, Kürklü D, Johnston W. Effect of simulated mastication on the surface roughness of three ceramic systems. J Prosthet Dent. 2015;

59. Preis V, Grumser K, Schneider-Feyrer S, Behr M, Rosentritt M. Cycle-dependent in vitro wear performance of dental ceramics after clinical surface treatments. J Mech Behav Biomed Mater. 2015;53:49–58.

60. Cardelli P, Manobianco FP, Serafini N, Murmura G, Beuer F. Full-Arch, Implant-Supported Monolithic Zirconia Rehabilitations: Pilot Clinical Evaluation of Wear Against Natural or Composite Teeth. J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont. 2015;

61. Pintado MR, Anderson GC, DeLong R, Douglas WH. Variation in tooth wear in young adults over a two-year period. J Prosthet Dent. 1997;77(3):313–20.

62. Schindler HJ, Stengel E, Spiess WE. Feedback control during mastication of solid food textures--a clinical-experimental study. J Prosthet Dent. 1998;80(3):330–6.

63. Heintze SD. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2006;22(8):712–34.

64. Condon JR, Ferracane JL. Evaluation of composite wear with a new multi-mode oral wear simulator. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 1996;12(4):218–26.

65. Heintze SD, Faouzi M, Rousson V, Özcan M. Correlation of wear in vivo and six laboratory wear methods. Dent Mater. 2012;28(9):961–73.

66. Preis V, Schmalzbauer M, Bougeard D, Schneider-Feyrer S, Rosentritt M. Surface properties of monolithic zirconia after dental adjustment treatments and in vitro wear simulation. J Dent. 2015;43(1):133–9.

67. Shortall AC, Hu XQ, Marquis PM. Potential countersample materials for in vitro simulation wear testing. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2002;18(3):246–54.

68. Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist—A systematic evaluation of influencing factors in vitro. Dent Mater. 2008;24(4):433–49.

69. Passos SP, Torrealba Y, Major P, Linke B, Flores-Mir C, Nychka JA. In Vitro Wear Behavior of Zirconia Opposing Enamel: A Systematic Review: Enamel Wear Caused by Zirconia Ceramics. J Prosthodont. 2014;23(8):593–601.

70. Tzanakakis E-GC, Tzoutzas IG, Koidis PT. Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. J Prosthet Dent. 2016;115(1):9–19.

Vu, Le Président du Jury,

Date, Signature :

Vu, la Directrice de l'UFR des Sciences Odontologiques,

Date, Signature :

Vu, le Président de l'Université de Bordeaux,

Date, Signature :