



UNIVERSITE DE LILLE
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année de soutenance : 2022

N°:

THESE POUR LE
DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le 18 octobre 2022

Par Roman Tatiana

Né(e) le 20 août 1995 à Bacioi, République de Moldavie

**Résistance à la flexion bi-axiale des nouveaux biomatériaux.
Etude pilote *in vitro***

JURY

Président : Monsieur le Professeur BEHIN Pascal
Assesseurs : Monsieur le Docteur LEFEVRE Claude
Monsieur le Docteur BOITELLE Philippe
Monsieur le Docteur VANDOMME Jérôme
Monsieur le Docteur ETIENNE Olivier
Membre invité : Monsieur le Docteur STOCLET Grégory

Président de l'Université	:	Pr. J-C. CAMART
Directrice Générale des Services de l'Université	:	M-D. SAVINA
Doyen UFR3S	:	Pr. D. LACROIX
Directrice des Services d'Appui UFR3S	:	G. PIERSON
Doyen de la faculté d'Odontologie – UFR3S	:	Pr. C. DELFOSSE
Responsable des Services	:	M. DROPSIT
Responsable de la Scolarité	:	G. DUPONT

PERSONNEL ENSEIGNANT DE LA FACULTE.

PROFESSEURS DES UNIVERSITES :

K.AGOSSA	Parodontologie
P. BEHIN	Prothèses
T. COLARD	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
C. DELFOSSE	Doyen de la faculté d'Odontologie – UFR3S Odontologie Pédiatrique
E. DEVEAUX	Responsable du Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

T. BECAVIN	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
A. BLAIZOT	Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale.
P. BOITELLE	Responsable du Département de Prothèses
F. BOSCHIN	Responsable du Département de Parodontologie
E. BOCQUET	Responsable du Département d' Orthopédie Dento-Faciale
C. CATTEAU	Responsable du Département de Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale.
X. COUTEL	Biologie Orale
A. de BROUCKER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
M. DEHURTEVENT	Prothèses
T. DELCAMBRE	Prothèses
F. DESCAMP	Prothèses
M. DUBAR	Parodontologie
A. GAMBIEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
F. GRAUX	Prothèses
C. LEFEVRE	Prothèses
M. LINEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
T. MARQUILLIER	Odontologie Pédiatrique
G. MAYER	Prothèses
L. NAWROCKI	Responsable du Département de Chirurgie Orale Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin - CHRU Lille
C. OLEJNIK	Responsable du Département de Biologie Orale
P. ROCHER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
L. ROBBERECHT	Dentisterie Restauratrice Endodontie
M. SAVIGNAT	Responsable du Département des Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
T. TRENTESAUX	Responsable du Département d' Odontologie Pédiatrique
J. VANDOMME	Prothèses

Réglementation de présentation du mémoire de Thèse

Par délibération en date du 29 octobre 1998, le Conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire de l'Université de Lille a décidé que les opinions émises dans le contenu et les dédicaces des mémoires soutenus devant jury doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'ainsi aucune approbation, ni improbation ne leur est donnée.

Remerciements,

Aux Membres du Jury

Monsieur le Professeur Pascal BEHIN

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD
Section Réhabilitation Orale
Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire
Certificat d'Etudes Supérieures de Biomatériaux dentaires
(Paris V)
Certificat d'Etudes Supérieures de Prothèse Fixée (Paris V)
Docteur en Odontologie de l'Université Paris DESCARTES
(Paris V)
Habilitation à Diriger des Recherches (Université de Lille)

Vous m'avez fait le grand honneur d'accepter de présider ce jury et je vous en remercie. Veuillez trouver dans ce travail le témoignage de mon plus grand respect. Pour m'avoir guidée dans mon orientation clinique et académique dès mon plus jeune âge, pour l'idée et la mise en œuvre de ce projet de recherche et pour toute la rigueur de travail que vous m'avez transmise, je vous remercie.

Monsieur le Docteur Claude LEFEVRE
Maître de Conférences des Universités – Praticien
Hospitalier des CSERD
Section Réhabilitation Orale
Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur en Odontologie de l'Université de Lille 2

Coordonnateur Inter-régional D.E.S M.B.D

Je suis très honorée que vous ayez accepté de participer à ce jury. Tous mes remerciements pour vos enseignements cliniques et théoriques, pour la réalisation et la maintenance de ce banc d'essai, mais aussi pour votre guide en qualité de coordonnateur du DESMBD. Vous n'avez jamais arrêté d'essayer de m'apprendre la patience et je pense à vos mots souvent. Veuillez trouver dans ce travail le témoignage de mes sentiments les plus respectueux.

Monsieur le Docteur Philippe BOITELLE
Maître de Conférences des Universités – Praticien
Hospitalier des CSERD

Section Réhabilitation Orale
Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire
Habilitation à Diriger des Recherches (Université de Lille)
Docteur de l'Université Paris 13, Sorbonne Paris Cité.
Spécialité : Mécanique des matériaux.
Master 2 recherche Biologie et Santé, mention Biologie
cellulaire et biologie quantitative – Université Lille2
Maîtrise de Sciences Biologiques et Médicales – Université
Lille2

CES d'Odontologie Prothétique option Prothèse fixée –
Université Paris Descartes
Prix 2006 Annual Scholarship Award for outstanding academic
achievements in dentistry – Pierre Fauchard Academy
Foundation – New-York – U.S.A

Responsable du Département de Prothèses
Responsable de l'Unité Fonctionnelle de Prothèse
Responsable du DU Biomimétique, Esthétique et Numérique
(Lille)
Chargé de mission à la Formation Continue

*Je suis sensible à l'honneur que vous me faites en qualité de
co-directeur de thèse. Votre rigueur, votre exigence et votre
investissement ont été pour moi des véritables moteurs. Je
vous remercie pour tous les cours auxquels j'ai eu plaisir
d'assister, pour les travaux pratiques que vous avez dirigés
mais aussi pour l'encadrement clinique. Soyez assuré de mon
sincère respect.*

Monsieur le Docteur Jérôme VANDOMME
Maître de Conférences des Universités – Praticien
Hospitalier des CSERD

Section Réhabilitation Orale
Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur en Biologie de l'Université de Lille2

Master II Biologie Santé
Master I des Sciences Biologiques et Médicales

Assesseur aux Nouvelles Technologies

Vous m'avez accompagnée, invariablement, infailliblement, dès le premier TP de prothèses et jusqu'à aujourd'hui, à la fin de mes études à l'Université de Lille. Chacune des heures que vous avez consacré à ma formation : en cours, TP, clinique, pour les posters, pour les présentations, les mémoires, l'article, pour la préparation à l'internat, pour le monitorat, pour le coaching, chacune a porté ses fruits et je vous en remercie.

Monsieur le Docteur Olivier ETIENNE
Maitre de Conférences des Universités- Praticien
Hospitalier temps partiel
Section Réhabilitation Orale
Département Prothèses

Habilité à Diriger des Recherches (HDR)
Docteur en Sciences Odontologiques (PhD)
Docteur en Chirurgie Dentaire

CES de biomatériaux (Strasbourg)
CES de Prothèse fixée (Nancy) - CES de Prothèse amovible
(Nancy) - CES de Prothèse maxillo-faciale (Paris VII)
Attestation Universitaire d'Implantologie (Paris VII)
DU d'Anatomie cranio-cervico-faciale (Nancy)

Responsable de la sous-section Prothèses de Strasbourg
Responsable du DU d'Esthétique du sourire de Strasbourg
Co-responsable du DU des Fentes labio-palatines

Vous m'avez proposé de co-diriger ce travail et je tiens à vous en remercier chaleureusement. Votre rigueur scientifique, votre enthousiasme et votre investissement, m'ont motivée et permis de m'améliorer. Je vous remercie pour chacun des échanges autour des nombreux défis que vous m'avez lancé. J'espère sincèrement que ce n'est que le début. Veuillez trouver ici le témoignage de mon profond respect.

Monsieur le Docteur Grégory STOCLET

Maître de conférences - École Polytechnique Universitaire de Lille.

Unité Matériaux Et Transformations

Master Recherche en Science des Matériaux (Université de Lille)

Docteur en Sciences des Matériaux (Université de Lille)

Habilitation à diriger des recherches (Université de Lille)

Vous m'avez aidée et guidée pendant mon parcours de Master2 et pendant ce travail de thèse et je vous en remercie. Chacune de mes nombreuses questions a trouvé une réponse auprès de vous, avec votre bienveillance constante et sans limites. Je vous remercie de tout cœur pour tout ce travail. Veuillez en trouver le témoignage du grand respect que je vous porte.

Remerciements et conflits d'intérêt

Les échantillons de Grandio, Cerasmart et Cerasmart 270 ont été généreusement donnés par les fabricants que nous remercions.

Nous remercions le Dr Lefevre Claude pour l'usinage du banc d'essai, du tuteur de polissage et pour leur maintenance.

Nous remercions le Pr Bernard Senger pour son aide à la réalisation et l'interprétation des tests statistiques.

Nous remercions le laboratoire Maillard, Loos pour l'usinage des cylindres des différents biomatériaux.

Nous remercions le laboratoire PMOI et u1121 pour l'accueil pendant la préparation des échantillons.

Aucun conflit d'intérêts à déclarer.

Remerciements,

A ma famille et mes proches

Table des matières

<i>Abréviations</i>	1
<i>Introduction</i>	2
1. Réhabilitation prothétique de la denture usée par bruxisme	3
1.1. Le bruxisme	3
1.1.1. Définition du bruxisme, diagnostic	3
1.1.2. Caractéristiques du bruxisme : durée, fréquence, intensité	5
1.1.3. Prise en charge du bruxisme	8
1.1.4. Conséquences bucco-dentaires du bruxisme	9
1.2. Biomatériaux prothétiques et bruxisme	12
1.1.5. Biomatériaux traditionnellement utilisés pour la réhabilitation prothétique du patient bruxeur	12
1.1.6. Biomatériaux usinés	16
1.1.7. Les PICN	19
1.1.8. Composites à haute teneur en charges dispersées	21
2. Etude pilote <i>in vitro</i> : résistance à la fatigue par flexion bi-axiale des biomatériaux dentaires.....	24
2.1. Introduction.....	24
2.1.1. Paramètres du banc d'essai.....	26
2.2. Choix des biomatériaux pour l'étude.....	29
2.2.1. Propriétés mécaniques des nouveaux biomatériaux	30
2.2.2. Préparation des échantillons	33
2.3. Objectifs.....	33
2.4. Hypothèse	34
2.5. Matériel et méthodes.....	34
2.5.1. Préparation des échantillons	34

2.5.2.	Montage de l'essai.....	37
2.5.3.	Calcul de la résistance à la flexion bi-axiale	39
2.5.4.	Fatigue par flexion biaxiale, simulation du bruxisme	40
2.5.5.	Observation en microscopie	41
2.5.6.	Analyse statistique.....	41
2.6.	Résultats et discussion	42
2.7.	Perspectives et conclusions.....	60
Annexes		61
Table des Figures et des Tableaux.....		73
Bibliographie		76

Abréviations

Abréviation	Explication
AMM	Activité Musculo masticatoire
Bis-EMA	2,2-bis(4-(2-Méthacryloxyéthoxy)phényl)propane
Bis-GMA	bisphénol A-glycidyl méthacrylate
Bis-MEPP	bisphénol A éthoxylate di méthacrylate
BOR	Ball on Ring, bille sur anneau
BRU	Bruxisme
BUDMA	1,4-butanediol di méthacrylate
CAD/CAM	Conception assistée par ordinateur/ fabrication assistée par ordinateur, fr : CFAO
CCM	Couronne Céramo-Métallique
CER	Cerasmart, GC, Japon
CER270	Cerasmart270, GC, Japon
CES	Certificat Etudes Supérieures
CFAO	Conception et Fabrication assistée par Ordinateur
CHU	Centre Hospitalo-Universitaire
CSERD	Centre de soins d'enseignement et de Recherche Dentaire
DESMBD	Diplôme d'Etudes Supérieure en Médecine Bucco-Dentaire
DMA	di méthacrylate
DRY	Sans traitement, hormis polissage
DU	Diplôme Universitaire
DVO	Dimension Verticale d'Occlusion
EMG	Electromyogramme
EMX	Emax – Ivoclar, Allemagne
ENA	Enamic, VITA, Allemagne
FAO	Fabrication assistée par l'ordinateur
FOMV	Force Occlusale Maximale Volontaire
FSC	Full Silane Coverage, Recouvrement complet par le Silane
FTG	Fatigué
GPa	Unité de Mesure
GRA	Grandio, Voco, Allemagne
HP	Haute pression
HT	Haute température
HT	Haute translucidité
translucidité	(propriété optique)
IC	Intervalle de confiance
ISO	International Standards Organisation
ISO	Organisation Internationale de la Normalisation
MAS	Mastication
MBF	Force masticatoire maximale
MPa	Unité de mesure
OIM	Occlusion d'Intercuspitation Maximale
P3B	Piston sur 3 Billes
P3B	Piston on 3 Balls, piston sur 3 billes
PICN	Polymer infiltrated ceramic network, réseau de céramique infiltré par des polymères
RPFD	Restaurations prothétiques fixées dento-portées
SBL	Sablé
STL	Format de fichier, stéréolithographie
TEGMA	Poly(tri éthylène glycol méthyl éther méthacrylate
TFBA	Test de flexion bi-axiale
UDMA	Uréthane méthacrylate
USA	Etats Unis de l'Amérique
WATER	Trempé

Introduction

Le débat reste encore ouvert pour classer le bruxisme entre habitude, désordre, trouble, pathologie, voire cause ou conséquence d'autres pathologies [1–3]. Toutefois, le premier consensus international sur le bruxisme, en 2013 [4], le définit comme une activité musculaire masticatoire répétitive caractérisée par le serrement et/ou le grincement des dents et/ou la propulsion mandibulaire. Le bruxisme semblerait relié au stress et à l'anxiété [2,5,6]. Avec une prévalence en augmentation du stress chronique et des troubles d'anxiété [7,8], une explosion de l'incidence du bruxisme en population générale serait à anticiper.

Au niveau bucco-dentaire, les conséquences de cette activité musculaire peuvent aller de l'usure à la fracture des dents ou des restaurations dentaires [9]. La prise en charge du bruxisme, d'un point de vue dentaire, cherchera donc à limiter l'usure des tissus et des réhabilitations dentaires ou bien à restaurer les pertes tissulaires.

Mais le choix des biomatériaux pour ces restaurations est encore sujet à discussion. Une revue de littérature, mentionnait, en 2022, que les restaurations en or, de par la ductilité de ce matériau, seraient les plus adaptées chez le patient atteint de bruxisme [10]. Mais l'exigence esthétique des patients aujourd'hui ne permet pas de proposer des restaurations jaunes et brillantes.

Grâce aux progrès techniques et à la mise en forme par usinage, de nouveaux matériaux prothétiques ont été proposés ces dernières années. Parmi eux, Enamic (Vita) et différents composites chargés offrent des degrés de polymérisation exceptionnels grâce à leur mode de fabrication. Ces matériaux auraient des facultés d'absorption de contraintes adaptées à la réhabilitation prothétique chez les bruxeurs [11–14]. Toutefois, des preuves scientifiques seraient nécessaires afin de pouvoir réaliser un choix éclairé des biomatériaux en cas de bruxisme.

Dans cette thèse, nous verrons dans un premier temps, quelles sont les contraintes mécaniques que subissent les restaurations dentaires en cas de bruxisme, mais aussi pourquoi les nouveaux biomatériaux sont susceptibles de relever ce défi. Dans une seconde partie, une étude *in vitro* explorant la résistance à la fatigue bi-axiale des biomatériaux est proposée.

1. Réhabilitation prothétique de la denture usée par bruxisme

1.1. Le bruxisme

1.1.1. Définition du bruxisme, diagnostic

Selon le premier consensus international en 2013[4], le bruxisme serait “une activité musculaire masticatoire répétitive caractérisée par le serrement (*clenching*) et/ou le grincement (*grinding*) des dents et/ou un mouvement tonique (*bracing*) ou de poussée (*thrusting*) mandibulaire. Du balancement (*jiggling*) et/ou du tapotement (*tapping*) peuvent y être associés.

Le débat est ouvert pour classifier le bruxisme entre habitude, désordre, trouble, pathologie, voire cause ou conséquence d'autres pathologies [3,15]. Dans cette optique, pour se référer au bruxisme, l'expression « activité musculaire masticatoire » (AMM) sera utilisée.

Dans leur ouvrage « Le bruxisme tout simplement » [6], Duminil et Orthlieb proposent les définitions suivantes pour cette AMM :

- le serrement est « statique et silencieux, le plus souvent en Occlusion d'Intercuspitation Maximale (OIM) mais parfois aussi excentré ». Le serrement serait surtout « le résultat de crispations élévatrices isotoniques prolongées, parfois intenses, sans mouvement mandibulaire » ;
- le tapotement est l'affrontement dento-dentaire bref, à un rythme rapide, provoqué par des contractions rythmiques des muscles masticateurs ;
- le balancement est un « mouvement d'oscillation des dents provoqué par le patient, les dents serrées » ;
- le grincement est le résultat « des contractions musculaires élévatrices phasiques, avec déplacement de la mandibule » Il est souvent accompagné par un bruit de frottement entre les dents, audible par un tiers.

Si le serrement et le tapotement engendrent des forces intra-orales généralement dans l'axe des dents [16], donc compressives, le balancement et le grincement sont à l'origine de déplacements excentrés engendrant des contraintes en latéralité sur les dents en contact.

En fonction du rythme circadien associé à cette activité musculaire, deux types de bruxisme existent : d'éveil (ou diurne) et du sommeil (ou nocturne) [17,18]. Le bruxisme

diurne serait plutôt caractérisé par le serrement des dents provoqué par une crispation de la mâchoire, il serait généralement caractéristique d'un bruxisme neuropathique [6]. Concernant le bruxisme du sommeil, il serait une réponse à une excitation du système nerveux central [6].

Entre 8% et 31,4% des adultes en population générale déclarent souffrir de bruxisme [9]. Pour certains auteurs, comme Nadler ou Sato, 100% de la population en serait atteinte [6,19], car le bruxisme serait une fonction de décharge des tensions émotionnelles [20]. Toutefois, si la prévalence semble diminuer avec l'âge, le bruxisme est rencontré même chez les enfants, avec un pic de prévalence de 33% aux alentours de 6 ans [21].

Enfin, les patients souffrant de bruxisme seront, selon Orthlieb, appelés bruxeurs [6]. L'ancien terme de bruxomane serait à proscrire, car le suffixe « *mane* » est associé à une « *manie* » alors que le bruxisme ne serait pas systématiquement associé à un trouble psychiatrique [6].

Le diagnostic du bruxisme est complexe et peut être réalisé par la combinaison des techniques suivantes [9,17]:

- autoévaluation par auto-questionnaire ou entretien, avec éventuellement un questionnaire du partenaire de sommeil concernant l'existence des bruits nocturnes ;
- examen clinique montrant l'usure dentaire, l'hypertrophie des muscles masticatoires, une ligne de morsure prononcée et présence de bruits/crépitements à la palpation de l'articulation temporo-mandibulaire [6,22] ;
- techniques instrumentales (les plus fiables) électromyographie (EMG) et/ou polysomnographie.

Tableau 1. Evaluation du bruxisme proposée par le premier consensus international [4]

Évaluation du bruxisme	Moyens de diagnostic
Possible	Auto-évaluation, questionnaire, anamnèse
Probable	Auto-évaluation ET examen clinique
Certain	Autoévaluation, examen clinique ET polysomnographie, de préférence avec enregistrement audio/vidéo

Cette difficulté du diagnostic rend pauvre la littérature scientifique au sujet du bruxisme, avec notamment peu d'essais cliniques randomisés [23]. La plupart des études disponibles sont donc à faible niveau de preuve.

De plus, il est important de retenir que la présence d'usure dentaire seule n'est pas suffisante pour le diagnostic du bruxisme [4,9]. Premièrement, parce que l'usure dentaire peut avoir plusieurs étiologies concomitantes enfin, parce qu'une usure dentaire peut témoigner d'un épisode de bruxisme dans le passé, non nécessairement d'actualité [6].

Afin de guider le diagnostic et surtout afin de contribuer à la standardisation de l'évaluation du bruxisme dans la recherche clinique, un système d'évaluation du bruxisme a été proposé [4]. Ainsi, en fonction des outils de diagnostic, le bruxisme est classifié comme « possible », « probable » ou « certain » - **Tableau 1**. En revanche, cette classification ne permet pas de quantifier la sévérité du bruxisme, ni ses conséquences. Ainsi, dans la plupart des études comparant les bruxeurs à la population générale, le bruxisme est *probable*, rendant difficile l'interprétation des données [4,23]..

1.1.2. Caractéristiques du bruxisme : durée, fréquence, intensité

Tableau 2. Durée et fréquence des épisodes de bruxisme analysés par polysomnographie ou avec des appareils intra-oraux.

Evènement	Durée par épisode	Fréquence	Temps total	Etude	Chez le sujet exempt de bruxisme
Contact dentaire (sommeil)	Episodes de 9 secondes de contacts	4-5 phases par heure	8 minutes pendant une nuit	[24]	1.3 minutes pendant le sommeil
Contact dentaire (éveil)	Episodes plus longs		11-12 minutes par jour	[24]	
Episode de bruxisme du sommeil	7.1±5.3 s	6.14 événements par heure en moyenne		Etude avec gouttière intra-orale [25]	0.78 événements par heure en moyenne
Contraction musculaire pendant le sommeil	Hyperactivité phasique : 0.25 à 2 s avec des intervalles de repos ; Hyperactivité tonique 2 sec ; Hyperactivités mixtes 30s			Etude par polysomnographie et EMG [6]	Activité 3 fois moins fréquente et 40 à 60 % moins intense chez le non bruxeur
Activité rythmique des muscles masticatoires	0.7 (0.5-1.14) sec par salve, durée de l'épisode 9.4-+0.1 sec	5.8 épisodes par heure		Etude par polysomnographie et EMG [26]	1.26 (0.7-3.32) par salve, durée de l'épisode 7.8 ± 1 sec

Cases grises : données manquantes

Le bruxisme est décrit par la durée des contractions musculaires et des contacts dento-dentaires, par la fréquence de ces événements mais aussi par l'intensité des forces musculaires et des forces transmises aux dents. Les événements de bruxisme sont décrits comme une succession de salves de contraction musculaire.

La littérature scientifique semble s'accorder pour dire que le temps de contact dentaire serait augmenté en cas de bruxisme [27]. Toutefois, peu d'études existent pour quantifier ce temps de contact (**Tableau 2**). Le bruxisme est le plus souvent étudié par polysomnographie et EMG [4,9] – techniques onéreuses et difficiles à mettre en œuvre. De plus, l'extrapolation des données concernant le temps de contact dentaire à partir d'une EMG est complexe. En effet, selon la physiologie du bruxisme, une contraction des muscles masticateurs ne se traduit pas systématiquement par un contact dentaire [6]. De plus, l'insertion intra-orale d'un appareil de mesure des contacts dentaires pourrait fausser les résultats de l'étude en perturbant l'environnement intra-oral habituel du patient étudié [25].

Il est important de noter que, si des moyens, même limités, existent pour la caractérisation du bruxisme nocturne, les paramètres du bruxisme diurne sont explorés presque exclusivement à travers des auto-questionnaires [9].

Chez le sujet exempt de bruxisme, le temps de contact dentaire serait limité au temps de la déglutition et est estimé à 17.5 minutes par jour, décomposé en 16.3 minutes en phase d'éveil et 1.3 minutes en phase de sommeil. Selon Hue, lors des phases de bruxisme, les contacts dentaires dureraient environ 9 secondes, à raison de 4-5 phases par heure de sommeil, pour un total de 8 minutes de contact dentaire pendant la nuit [24]. En journée, le bruxisme d'éveil engendrerait des contacts dentaires de durée plus importante. Au total, selon Hue O., pendant 24h, le temps de contact dentaire serait 2 fois plus important chez le sujet bruxeur comparé à un sujet exempt de bruxisme [24].

Dans une étude de 2001 [25] explorant le temps de contact dentaire avec un appareil intra-oral, un épisode de bruxisme du sommeil, durait, en moyenne, $7.1s \pm 5.3 s$ (moyenne \pm déviation standard). Ici le bruxisme est défini comme une force intra-orale de plus de 49 N. Toutefois, cette étude sur 10 patients dont 5 bruxeurs, ne prend pas en compte les événements de bruxisme d'une durée inférieure à 2 secondes. De plus, l'appareil de mesure ne semble pas capable d'analyser les salves individuelles de bruxisme. Vu qu'une majorité des épisodes de bruxisme semblent avoir une durée

inférieure à 5 secondes (**Figure 1**), il est possible qu'une multitude d'événements de bruxisme aient une durée inférieure à 2 secondes. En effet, nous observons une distribution inhomogène de la durée du bruxisme, avec un nombre important d'événements d'une durée inférieure à 5 secondes. Dans l'étude de Nishigawa [25], l'expression des données sous forme de médiane, plutôt que de moyenne, serait intéressante pour conclure.

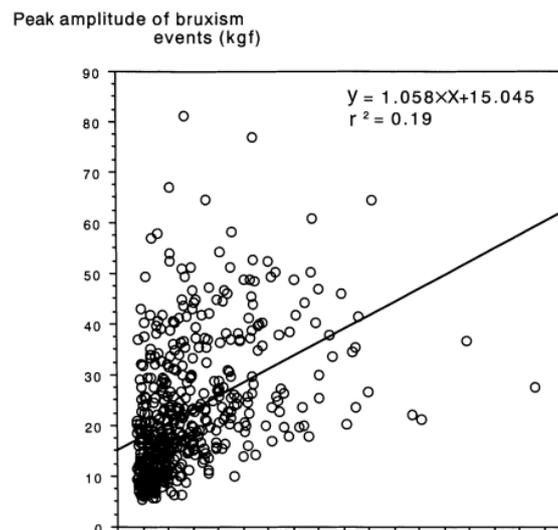


Figure 1. Amplitude maximale du bruxisme en kgf (1kgf = 9.8N) versus durée du bruxisme en secondes selon Nishigawa 2001.

Des salves de bruxisme d'une durée comprise entre 0.25 et 2 secondes sont retrouvées dans les études par polysomnographie et EMG [6,26], avec jusqu'à 13 salves par épisode donc une fréquence des contractions de maximum 1.5 Hz (**Tableau 2**).

L'intensité des contractions musculaires pendant le bruxisme mais surtout les contraintes transmises aux dents sont difficiles à apprécier.

Pour les études EMG, le seuil d'activité musculaire pour définir le début d'une salve de bruxisme est souvent défini par rapport à l'intensité de l'activité musculaire maximale [28]. Ainsi, différents auteurs ont utilisé des seuils de 10% à 60% du « Serrement Volontaire Maximal » pour définir le début d'une activité musculaire en relation avec le bruxisme.

Une récente revue de littérature conclue que les forces occlusales générées pendant le bruxisme du sommeil peuvent représenter entre 54% et 110% de la force occlusale

maximale volontaire (FOMV) [27] [25]. Cependant, la FOMV varie selon l'âge, le sexe et la présence des réhabilitation implanto-portées [29,30], mais il ne semble pas y avoir de différence entre la FOMV dans une population de bruxeurs versus une population de non bruxeurs [31].

A son tour, la FOMV reste assez compliquée à mesurer et une approche par arcade, ou par secteur est souvent présentée. Pour une étude de Levartovsky de 2022 [30] où la fourchette de mesure des forces était placée sur la cuspide palatine des molaires ou prémolaires maxillaires, la valeur médiane de la FOMV était de 201.3 N, alors que la valeur plus importante enregistrée allait jusqu'à plus de 700 N [30].

Dans l'étude de Nishigawa en 2001, une force maximale de 795 N a été enregistrée à l'aide d'un appareil de mesure de la taille d'une arcade avec deux jauges d'une taille comparable à une molaire, émettant des signaux indépendants [25]. La force maximale moyenne observée était de $220\text{N} \pm 127\text{ N}$.

De ce fait, les forces moyennes intra-orales pendant le bruxisme seraient situées entre 108 et 224 N, avec bien-sûr, des maximums pouvant aller bien au-delà.

1.1.3. Prise en charge du bruxisme

Face au bruxisme, une analogie avec une stratégie militaire est proposée par Orthlieb [6]. Les moyens employés peuvent être diplomatiques : avec des conseils comportementaux et du biofeedback ou bien engageantes avec des thérapeutiques variant selon leur caractère invasif [6].

Les options thérapeutiques varient d'une prise en charge cognitivo-comportementale à une prise en charge pharmacologique [6]. Ces deux premières options thérapeutiques essaient d'agir à l'origine de l'activité musculaire du bruxisme.

Quant à la prise en charge des tissus dentaires et des restaurations prothétiques existantes, les gouttières sont proposées depuis longtemps et par des nombreux auteurs [32–34]. Dispositif médical réalisé sur mesure, en résine dure et adapté à l'occlusion du patient [6], la gouttière occlusale nocturne, dite aussi « de protection » servirait :

- d'élément de preuve pour une prise de conscience du patient concernant son activité de bruxeur ;

- de protection des dents naturelles et des restaurations prothétiques contre la fracture et l'usure en cas de bruxisme nocturne (car la gouttière est de port nocturne).

Si le rôle protecteur des gouttières est encore incertain et surtout conditionné par l'observance du patient, ces dispositifs médicaux ne stoppent pas le bruxisme [32,33].

Dans une démarche curative, la coronoplastie additive sur les surfaces de guidage est proposé par Orthlieb pour réduire le bruxisme, mais l'efficacité et la longévité de cette technique restent controversés [6,35].

Quand le bruxisme a causé une perte de substance importante, une réhabilitation prothétique est nécessaire et les scientifiques s'accordent pour dire que le choix des biomatériaux est crucial [6].

1.1.4. Conséquences bucco-dentaires du bruxisme

Cette activité musculaire se traduit par des conséquences bucco-dentaires :

- hypertrophie des muscles masticateurs (**Figure 2**) ;
- acouphènes ;
- dysfonctionnement de l'appareil manducateur (DAM) [6] ;
- douleurs temporo-mandibulaires et musculaires ;
- problèmes endodontiques et/ou parodontaux ;
- usure dentaire ou des restaurations dentaires ;
- perte de la dimension verticale (**Figure 3**) ;
- échec des restaurations prothétiques ou fractures dentaires (**Figure 4**).

Ainsi, affectant la qualité de vie des patients [15–17], mais aussi engageant des frais médicaux et dentaires, le bruxisme est un important problème de santé publique.

Dans le cas des usures provoquées par le bruxisme, les lésions seront plus souvent attritives, avec des facettes d'usure bien définies, correspondantes lors de l'affrontement en OIM ou lors des faibles excursions mandibulaires. De plus, ces lésions seront lisses, brillantes, à angles vifs, sans différentiel d'usure entre l'émail et la dentine, les tissus dentaires et les restaurations [6].

La perte de dimension verticale est une des conséquences de l'usure, mais n'est pas systématique chez le patient bruxeur [6].



Figure 2. Hypertrophie des muscles masticateurs marquée chez un patient bruxeur.

Cas suivi au CHU de Strasbourg sous la direction du Pr Walter. Image personnelle



Figure 3. Perte de DVO chez un patient bruxeur.

Cas suivi au CHU de Strasbourg sous la direction du Dr Etienne et Pr Walter. Image personnelle



Figure 4. Chipping d'une couronne en Zirconie. *Crédits photos : Dr Charles Toledano*

Les relations entre l'échec des réhabilitations [23,36] et la présence du bruxisme restent incertaines : une revue de littérature de 2018 déplore la pauvreté et surtout la qualité des études ayant traité ce sujet [23]. De plus ; le bruxisme est un critère d'exclusion fréquent

dans les essais cliniques portant sur la survie des prothèses rendant ce paramètre difficile à évaluer [37].

Mais les études qui portent sur la relation entre bruxisme et survie des prothèses menant à des conclusions alarmantes existent dans la littérature [37–39]. L'étude rétrospective de Chrcanovic [39] en 2016 met en évidence un risque très élevé de fracture des prothèses céramiques et/ou acryliques (OR = 12.342, 95% IC 4.388 à 34.719) dans une population de patients bruxeurs ayant bénéficié de restaurations prothétiques supra-implantaires comparé à une population appariée de non-bruxeurs. Une cohorte de patients souffrant d'usure dentaire et édentements relève en 2011 un taux de survie à 50% des prothèses à 3 ans seulement [38].

Un choix éclairé des biomatériaux de restauration doit donc être réalisé à chaque fois qu'une réhabilitation prothétique est prévue chez un patient atteint de bruxisme [36].

Une autre conséquence du bruxisme - l'usure, atteint les dents et les restaurations dentaires [40]. A la suite de l'usure, le plan d'occlusion est souvent aplati. En 2012 une étude de l'équipe de Sadao Sato [20] a démontré que la zone de contact dentaire pendant le bruxisme augmente avec la planéité du plan occlusal antérieur. En d'autres mots, sans thérapie occlusale et sans réhabilitation prothétique pour restaurer les pertes de substances dues au bruxisme, la zone de contact dentaire pendant le serrement/grincement augmente. Un cercle vicieux s'installe où, sans réhabilitation, les dents restantes subiraient des charges occlusales plus importantes.

Les nouveaux biomatériaux devraient résister aux charges occlusales importantes dans la bouche d'un bruxeur mais aussi être résistants à l'usure et ne pas générer d'usure de l'antagoniste.

1.2. Biomatériaux prothétiques et bruxisme

En vue de la nécessité de réhabilitation prothétique des bruxeurs, un choix éclairé des biomatériaux doit être fait [6]. Les données de la littérature peinent à converger vers un consensus à ce sujet, pour deux raisons. Tout d'abord de par les difficultés de diagnostic du bruxisme et enfin de par la constante évolution des biomatériaux [23]. Toutefois, le consensus européen pour la prise en charge de l'usure recommande des réhabilitations minimalement invasives, réalisées par techniques additives de préférence et avec un protocole de collage [41].

1.1.5. Biomatériaux traditionnellement utilisés pour la réhabilitation prothétique du patient bruxeur

Plusieurs types de restaurations sont traditionnellement proposés pour les réhabilitations prothétiques fixes chez le patient bruxeur [42]:

- les composites ;
- les couronnes céramo-métalliques ;
- les restaurations métalliques en métal précieux (or) ;
- les restaurations tout-céramique.

Les composites traditionnels, en technique directe ou indirecte, peuvent sembler adaptés pour la réhabilitation chez le bruxeur, en raison de leurs propriétés mécaniques [42]. En effet leur résistance à la fracture et leur taux annuel d'usure ont été décrits comme acceptables par certains auteurs [43–45]. De plus, les défenseurs des composites traditionnels insistent sur le caractère non invasif, peu onéreux et esthétique de ces restaurations et les recommandaient aussi bien en antérieur qu'en postérieur [46,47]. Mais les études de Smales et coll. [46] de 2000 ou Hemmings et coll. en 2000 [47], qui recommandent l'utilisation des composites en cas d'usure, estiment à 62% la survie à 10 ans des restaurations composites, sans faire une comparaison avec des restaurations céramiques et surtout pour des réhabilitations en cas d'usure à étiologie variable. Une autre étude, de Bartlett et coll, en 2006 [48], contre-indique les restaurations en composite, que ce soit par technique directe ou indirecte, industrielle ou artisanale [48]. Bartlett et coll avaient étudié la survie des réhabilitations en Héliomolar HB (Ivoclar) et ont observé 28% d'échec des restaurations indirectes et 21% d'échec des restaurations directes dans le cas des patients atteints d'usure à étiologies combinées (attrition par bruxisme et érosion). Ce taux d'échec, surtout comparé à un taux de survie de 92% dans

le groupe contrôle, est considéré comme inacceptable à 3 ans [48]. Chez le patients bruxeurs, une étude rétrospective avec opérateur unique ayant réalisé des restaurations composites (Spectrum, Dentsply) majoritairement antérieures note un taux de survie de 76.7% à 33,8 mois de suivi en moyenne [49]. Pour les études respectives, des composites micro chargés ou hybrides avaient été utilisés [46–48]. Les auteurs déplorent également le caractère chronophage des restauration directes, la taux d'usure important des composites en général et la fréquence importante des fractures des composites [11,46–48]. En effet, les importantes charges occlusales dans la bouche des bruxeurs se sont avérées incompatibles avec des restaurations composites de l'époque. Des nouveaux biomatériaux avec des propriétés mécaniques améliorées viendraient peut-être palier à ce problème.

Les couronnes céramo-métalliques (CCM) ont été utilisées avec succès depuis plusieurs décennies [50]. Le taux de survie à 10 ans en population générale des CCM serait de 87% pour des réhabilitations plurales. Toutefois les CCM ont été graduellement remplacées par des couronnes tout-céramiques pour des raisons financières, de biocompatibilité, mais surtout des raisons esthétiques [50]. Le principal reproche fait aux CCM est le risque d'écaillage. L'incidence de l'écaillage peut paraître faible en population générale avec 3% des patients présentant des pertes de substance une année après insertion de la prothèse [36,50,51]. Il est suggéré que chez le patient bruxeur ce taux seraient augmenté [36]. Cet écaillage s'observe principalement au niveau de la jonction céramo-métallique, ce qui le rend visible et crée la doléance esthétique. De plus, réaliser une réparation en cas de perte d'un fragment de céramique nécessite des stratégies de collage exigeantes, avec surtout l'utilisation de produits hautement toxiques, comme l'acide fluorhydrique. Finalement, les restauration CCM une fois usées ne sont que peu esthétiques, présentent un risque de dyschromie grise au niveau des limites et surtout, ces restauration n'apportent pas de solution pour des réhabilitations dento-portées partielles (inlay, onlay, overlay) [50,52,53].

Les restaurations en or sont encore recommandées pour la réhabilitation prothétique chez le patient bruxeur [23,36]. La ductilité de ce métal précieux, sa faible usure et abrasivité le mettent en tête des options thérapeutiques [10]. Toutefois, des restaurations jaunes et brillantes (**Figure 5**) peuvent difficilement être proposées aujourd'hui en raison de leur aspect disgracieux et caractère onéreux.



Figure 5. Inlay en or et fracture d'une couronne en Emax monolithique. Crédits photos : Dr Olivier Etienne

Enfin, pour le dernier type de restaurations, les données scientifiques concernant les restaurations tout céramique doivent être interprétées avec précaution en raison de la nature différente des céramiques utilisées.

Avec les meilleures valeurs de résistance à la flexion (1000MPa) et de ténacité (10 MPa/m^{1/2}) de la famille des céramiques, les céramiques polycristallines, à base de dioxyde de zirconium, pourraient résister à d'importantes charges occlusales [54]. Toutefois ces matériaux sont également susceptibles à la fracture comme l'illustre la **Figure 6**. Si les couronnes unitaires en Zircon stratifiée présentent un risque relatif rapproché (odds ratio) d'échec en cas de bruxisme entre 2.62 et 3.29 [55], les restaurations monolithiques en Zircon pourraient apporter une solution en supprimant le risque d'écaillage. En effet, un taux de succès de 100% est observé pour les couronnes monolithiques Zircon chez les patients bruxeurs après 28 mois de suivi [56]. Par contre, plusieurs désavantages sont associés aux restaurations en zircon monolithique :

- elles sont considérées moins esthétiques ;
- les retouches post-frittage peuvent fragiliser le biomatériau ;
- le réglage intra-oral des restaurations peut être chronophage ;
- un polissage minutieux est impératif, sous peine d'usure accéléré de l'antagoniste ;

- les restaurations en Zirconie ne sont pas recommandées pour les prothèses unitaires à préparation partielle [54].



Figure 6. Ecaillage d'une couronne Zirconie. Crédits photo Dr Mike Cotelle

Les vitrocéramiques feldspathiques, certainement très esthétiques, présentent les propriétés mécaniques les moins intéressantes dans la famille des céramiques, avec une résistance à la flexion inférieure à certains composites – 90MPa [54]. Peu ou pas d'études existent pour analyser leur longévité chez le bruxeur.

Dernièrement, les céramiques vitreuses renforcées en disilicate de lithium semblent avoir réussi à allier des excellentes propriétés optiques à une bonne résistance à la flexion (entre 350 et 400 MPa) [54] et sont couramment utilisées dans les réhabilitations globales [54]. La **Figure 7** illustre une réhabilitation globale en Emax chez un patient bruxeur. Pour des restaurations unitaires en disilicate de lithium, l'étude rétrospective de Fabbri observe un prometteur taux de survie de plus de 95% à 3 ans, tout type de restaurations confondues, dans une population où 30% des patients étaient bruxeurs [57]. Nonobstant, une importante fragilité des disilicates de lithium est suggérée par leur module d'élasticité très élevé – 95 GPa comparé à un module de Young entre 15 et 20 GPa pour la dentine. La dureté et l'importante résistance à la flexion des vitrocéramiques renforcées par disilicate de lithium les rend particulièrement difficiles à usiner, polir et, par extension, difficiles à ajuster en bouche [58,59]. De plus, il semblerait que les disilicates tendent à

être abrasifs une fois confrontés à l'email [60]. Ces matériaux restent toutefois sujets aux fractures (**Figure 5**).

Il est important de noter qu'une revue de littérature de 2018 avait constaté que dans la majorité des études s'étant intéressées à la survie des prothèses dans la cadre du bruxisme, le risque de biais est qualifié comme « important » [4,23]. De plus, le diagnostic de bruxisme est souvent posé à travers un auto-questionnaire accompagné d'examen clinique et n'est donc pas certain [4,23]. Devant le manque de preuves scientifiques, la méta-analyse de 2018 n'a donc pas pu conclure à une association claire entre le bruxisme et un taux élevé d'échec des restaurations et n'a pas pu émettre des recommandations concernant le biomatériau de choix [23].



Figure 7: Réhabilitation globale chez un patient bruxeur. Emax monolithique et stratifié. Cas suivi au CHU de Strasbourg sous la direction du Dr Etienne. Image personnelle.

1.1.6. Biomateriaux usinés

L'essor de la CFAO (Conception et fabrication assistée par ordinateur ou Computer Aided Design – Computer Aided Manufacturing) a permis d'élargir le cercle des matériaux cosmétiques disponibles pour les réhabilitations prothétiques. Le **Tableau 3** illustre les biomatériaux existants, en soulignant que presque tous existent en version CFAO, alors qu'une bonne partie des matériaux existent seulement en version usinable [11].

Les nouveaux biomatériaux CFAO à la disposition du chirurgien-dentiste permettent la fabrication rapide des pièces prothétiques, *chair-side* (*angl.*, à côté du fauteuil, pour désigner une fabrication directe, au cabinet), par un procédé soustractif [61]. Les nouveaux procédés industriels de fabrication ont permis une amélioration des propriétés mécaniques de ces nouveaux matériaux [11,62,63], montrant une certaine

reproductibilité des résultats par rapport aux procédés traditionnels de fabrication [64]. Une résistance à la flexion et une dureté augmentées, des bords plus lisses après usinage, ainsi qu'une moindre quantité et taille de défauts ou des pores sont promis par ces nouveaux biomatériaux [11,63,65].

De plus, le taux de survie de plus de 86% après un suivi entre 3 et 7 ans en population générale des matériaux réalisées par CFAO semble favorable (**Tableau 4**) et surtout comparable avec le taux de survie des restaurations réalisées avec des biomatériaux traditionnels [66].

Parmi eux, le PICN (Polymer Infiltrated Ceramic Network - Réseau céramique infiltré par des polymères) avec Enamic (Vita) tout comme les des composites ultra-chargés (**Tableau 3**) sont proposés par les industriels pour les réhabilitations chez le patient bruxeur.

Mais le choix varié et les dénominations commerciales flatteuses peuvent prêter à confusion. Certains de ces matériaux, comme le montre la **Figure 8**, sont présents sous le nom de : céramique hybride, composites nano-céramiques, céramique nano-hybride, réseau céramique interpénétré par un réseau polymère [13,14,67,68]. Dans le cas du nom commercial de Grandio, par exemple, la description « Composite nano-hybride » complète l'emballage du produit. Si le terme « composite » décrit la microstructure du biomatériau – composite à charges dispersées et « nano » décrit la taille des charges, le terme « hybride » peut prêter à confusion, désignant la distribution des charges ou bien une nature hybride des matériaux. Dans le cas de Cerasmart, les industriels complètent sa description avec « Bloc CFAO hybride absorbant les forces ». Si le terme « bloc CFAO » parle de lui-même, le terme « absorbant les forces » appellent à des arguments scientifiques.



A
Figure 8 : Exemples de biomatériaux CFAO : A : Composite nano-hybride Grandio. **B**
B : Bloc CFAO hybride absorbant les forces Cerasmart..

Tableau 3. Tableau récapitulatif des principaux biomatériaux prothétiques

Famille de biomatériaux selon la microstructure	Groupe de biomatériaux selon la composition	Exemples de noms commerciaux	Technique de mise en œuvre ou de fabrication
Céramique	Feldspathiques	Cerec Blocs VitaBlock Mark II	CFAO ou barbotine *
	Renforcées à la leucite	Empress (Ivoclar)	CFAO ou technique pressée *
	A base de Silicate de Lithium	Celtra Duo (Dentsply) Suprinity (Vita)	CFAO exclusivement *
	A base de Disilicate de Lithium (LiSI02)	Emax CAD (Ivoclar) Lisi Blocs (GC)	CFAO ou technique pressée*
	Alumines infiltrées	Non commercialisé	
	Céramiques denses	Dioxyde de Zirconium (ZrO2) Procera Alumina (Nobel Biocare) Katana Zirconia (Kuraray)	CFAO exclusivement *
Céramique hybride	Polymer Infiltrated Ceramic Network Réseau céramique infiltré par des polymères (PICN)	Enamic (Vita)	CFAO exclusivement *
Composite	Composites à charges dispersées	Gradia (GC) VITAVM (VITA)	Fabrication artisanale exclusivement *
		Paradigm MZ Bloc (3MESPE) Cerasmart Cerasmart 270 (GC) Lava Ultimate (3Mespe) Shofu Block (Shofu) Ambarino (Creamed) Brilliant (Coltene) Grandio (Voco) Tetric Cad (Ivoclar)	Fabrication industrielle, CFAO exclusivement *

Légende : * - y compris avec d'autres noms commerciaux

Tableau 4. Taux de survie des restaurations réalisées par CFAO en population générale dans les 10 dernières années

Type de restauration	Nombre de restaurations	Taux de survie	Biomatériau	Système adhésif	Période d'observation	Étude
Facettes	197	100%	Emax CAD	Résine de collage Bisico	5 ans	Nejatidanesh, 2018[69]
	92	97.8%	Empress CAD	Choice 2		
Overlays	40	100%	Emax Press	Resine hybride de collage	7 ans	Guess 2013 [70]
	40	97%	ProCAD	Tetric/Syntac, Ivoclar		
Inlays Overlays	45	97.4%	Enamic	Résine de collage Variolink	3 ans	Spitznagel 2018 [71]
	58	95.6%		Ivoclar		
Couronnes		98,97%	VitaMark II	Ciment autoadhésif RelyX Unicem 3M	6 ans	Fages 2017 [72]
	580			Espe		
Couronne unitaire implanto-portée	19	100%	EmaxCAD ZrO2 (IncorisTZI, Dentsply)	N/A, transvissé	3 ans	De Angelis 2020[73]
	19	100%				
Inlays et onlays sur dents vitales ou non-vitales	38	86.5%	Lava Ultimate (3M ESPE)	Résine de collage type dual Duo-Link (Bisico)	45 mois	Dilsad Oz, 2020 [74]

1.1.7. Les PICN

A l'interface entre les céramiques et les composites, le PICN (Polymer Infiltrated Ceramic Network - Réseau céramique infiltré par des polymères) avec Enamic (ENA) de chez VITA Zahnfabrik aurait combiné les propriétés mécaniques des céramiques et des composites [11,67]. Une indication pour les réhabilitations prothétiques des patients atteints de bruxisme a été suggérée [75,76].

Le PICN est constitué d'un double réseau : un réseau céramique et un réseau composite interpénétrés – c'est donc un matériau hybride [11]. La propriété principale mise en avant pour ENA est le caractère biomimétique du PICN avec une résistance à la flexion et un module de Young comparables à ceux de la dentine [11]. Aussi, la dualité

des biomatériaux constituant **ENA** suggère une importante résistance à la flexion et aux stress mécaniques [77,78].

Le réseau 3D interpénétré céramique et composite est fabriqué par infiltration des monomères sous haute pression et haute température, selon un procédé mis au point par l'équipe de M.Sadoun [79]. La haute pression permet une diminution à la fois du retrait de polymérisation et des défauts structuraux ; la haute température permet une polymérisation plus homogène. Ces conditions particulières procurent au PICN des propriétés mécaniques améliorées [11,63]. Cependant, une augmentation de la température risquerait d'être délétère pour les propriétés mécaniques du PICN, induisant une diminution du degré de réticulation [80].

Il est intéressant de noter que l'énergie libre de surface des PICN serait comparable à celle des céramiques vitreuses [81]. Le collage des céramiques hybrides serait donc aisé et le risque d'échec prothétique par décollement serait ainsi diminué.

Les conditions de fabrication des PICN améliorent le taux de conversion des monomères. Par conséquent, peu ou pas de monomères sont relargués [82], rendant ces matériaux biocompatibles [83,84].

Les études cliniques montrent un taux de survie de 97% à 3 ans dans le cas des restaurations partielles de type onlay réalisées en Enamic sur des dents traitées endodontiquement [85]. Pour des couronnes collées avec des ciments autoadhésifs, le taux de survie à 2 ans est estimé à 96,8% [86]. A trois ans, pour des inlays et pour des restaurations partielles en Enamic collées au Variolink, le taux de survie serait de 97.4% et 95.6% respectivement [71]. Une autre étude souligne que, si le taux de survie à 12 mois des facettes en Enamic est de 100%, la correspondance de la couleur des restaurations subit une variation au cours de la vie des restaurations prothétiques [87].

Toutefois, chez des patients avec des usures d'étiologies combinées (attrition par bruxisme et érosion), 5.7% des restaurations en PICN présentent des fissures ou du chipping (réparables selon les auteurs) à deux ans, avec un taux de survie de 93.75% [88]. Toutefois, ce taux de survie flatteur serait à comparer avec d'autres biomatériaux. L'étude de Edelhoff de 2019, par exemple, a observé une seule fracture parmi les 103 overlays en disilicate de lithium suivis pendant 95 mois en moyenne, réalisés dans le

cadre des réhabilitations globales chez des patients atteints d'usure d'étiologie érosive et attritive [89].

1.1.8. Composites à haute teneur en charges dispersées

Une grande variété de composites CFAO existe sur le marché comme le montre le **Tableau 3**.

Les nouvelles conditions de fabrication avec polymérisation sous haute pression et/ou haute température ont permis aux nouveaux composite CFAO d'avoir des meilleures propriétés mécaniques [11]. La différence est notable par rapport aux composites de restauration directe mais aussi par rapport aux composites de restauration indirecte, de fabrication artisanale [11]. En effet, l'industrialisation des processus a vu diminuer le taux de micro-défauts, engendrant une amélioration des propriétés mécaniques [64].

Pour la plupart, ces nouveaux composites sont constitués d'une matrice UDMA (Uréthane diméthacrylate) dans laquelle sont dispersées de charges inorganiques. Le polymère UDMA a une plus grande concentration de doubles liaisons que son prédécesseur, le Bis-GMA [11,90]. Ainsi, par rapports aux composites d'ancienne génération, le degré de conversion de la matrice polymère est augmenté, la réticulation du réseau est plus élevée, la solubilité des monomères dans l'eau est inférieure [11]. Au total, une meilleure biocompatibilité serait observée pour ces composites [11].

La quantité des charges, leur taille, leur répartition mais aussi le mode de silanisation ont connu des changements importants pour ces nouveaux biomatériaux : l'augmentation de la teneur en charges a amélioré les propriétés mécaniques des biomatériaux [14,91,92]. Une relation directement proportionnelle semblerait exister entre le taux de charges des composites et leurs propriétés mécaniques [43]. Toutefois, c'est la fraction volumique (souvent indisponible) et pas la fraction massique (souvent citée) qui permettent de juger de la vraie teneur en charges dispersées céramiques des biomatériaux [11].

Néanmoins, les composites directs ou indirects ont une plus faible dureté et résistance à l'usure comparés aux céramiques [42,93]. S'ils ne provoquent pas d'usure importante de la dent antagoniste [93], ils sont susceptibles, comme les composites d'ancienne génération (**Figure 9**), de perdre leur forme occlusale initiale par usure importante. D'un autre côté, la faible dureté mais la grande résistance à la flexion pourraient indiquer ces

biomatériaux pour les patients présentant des para-fonctions [94], et, par extrapolation, chez les patients atteints de bruxisme.



Figure 9: Composite indirect Targis 20 ans après la pose. Cas traité par Pr Walter B., CHU de Strasbourg. Image personnelle.

L'analyse de la composition des biomatériaux composites CFAO actuels (**Tableau 5**) permet de réaliser les observations suivantes :

- des composites CFAO contenant du Bis-GMA sont encore commercialisés – Tetric Cad, Paradigm, Lava, Ambarino, malgré la potentielle cytotoxicité de ce monomère [95,96] ;
- un relargage de monomères est observé *in vitro* pour certains composites. Il serait judicieux de se demander, si, dans le cadre d'un vieillissement accéléré, comme chez un patient bruxeur, le relargage de monomères cytotoxiques ne serait pas également accéléré ;
- la fraction massique des charges contenues dans le composite est différente de la fraction volumique de ces charges calculée par les scientifiques [43,97]. En effet, c'est la fraction volumique des charges qui va influencer le plus les propriétés mécaniques des biomatériaux ;
- la taille et composition des charges minérales sont différentes. Des charges nanométriques sont contenues dans les composites Grandio, Cerasmart, Katana Lava Ultimate. Enfin, des charges en zircone sont présentes dans les composites Lava Ultimate et Paradigm Mz. Le rôle des charges peut s'avérer crucial en cas de bruxisme. Ainsi, un biomatériau avec des charges anguleuses, de taille importante, sera d'avantage abrasif, ce qui n'est pas recherché dans le cas du bruxisme ;

- l'aspect qualitatif de la silanisation des charges est assez peu étudié, mais différents procédés ont été mis en œuvre par les fabricants [14].

Tableau 5. Teneur en charges et composition de la phase organique des principaux composites CFAO

Nom commercial et fabricant	Teneur en charges selon le fabricant	Teneur en charge selon la littérature (f.V.)	Type de charges	Monomères
Ambarino Creamed	70% f.m.		Charges de verre de silice de 0.2-10.0 μm	30 f.m. Bis-GMA , UDMA, BUDMA
Cerasmart, GC	71% f.m.	37.2-39.2	Silice (20 nm), verre de baryum (300 nm)	29% f.m. Bis-MEPP, UDMA, DMA,
Cerasmart 270, GC	77% f.m.		SiO ₂ (20 nm), verre de baryum (300 nm)	23 % f.m. UDMA, DMA
Grandio, VOCO	86 % f.m.	51.8-53.3	Particules de vitrocéramique (1 μm) SiO ₂ (20-40 nm)	14% UDMA DMA,
Katana Avencia, Kuraray Noritake	62% f.m.		SiO ₂ (40 nm), Al ₂ O ₃ (20 nm)	38% f.m. UDMA, monomère de méthacrylate
Lava ultimate	79% f.m..	65.8-67.1	Particules de silice 20nm, Particules de zircone 4- 11 nm	21% f.m. Bis-GMA , UDMA, Bis-EMA, TEGDMA,
Paradigm MZ, 3M ESPE	85% f.m.		Particules de céramique zircone -silice ultrafines	15% f.m. Bis-GMA , TEGDMA
Tetric CAD, Ivoclar	71.1 f.m.	44.9-45.5	Verre de baryum et dioxyde de silice	Bis-GMA , Bis-EMA, TEGMA, UDMA
Shofu, Shofu	61% f.m..	71.2-74.4	Sio ₂ , silicate de zirconium	39% f.m. UDMA, TEGDMA
Brilliant Crios (Coltene)	70.7 f.m.	37.2-46.6	Verre de Baryum (1 μm) et de silice (0.02 μm)	Résine méthacrylate

f.m. = fraction massique ; f.V. = fraction Volumique

Pour conclure, les nouveaux biomatériaux CFAO, composites à charges dispersées ou PICN, devraient être étudiés quant à leur longévité en cas de bruxisme en raison :

- de leur meilleur taux de conversion ;
- de leur importante teneur en charges inorganiques ;
- de leurs propriétés mécaniques biomimétiques : comparables à la dentine ou se situant entre la dentine et l'email ;
- de leur biocompatibilité ;
- de leurs propriétés de collage.

2. Etude pilote *in vitro* : résistance à la fatigue par flexion bi-axiale des biomatériaux dentaires

2.1. Introduction

Une des conséquences du bruxisme est la fracture des dents et des restaurations dentaires. La constante évolution des biomatériaux contraste avec une absence de recommandations internationales pour les techniques de réhabilitation de choix en cas de bruxisme. Il serait donc important de réaliser une évaluation de la survie des biomatériaux en cas de bruxisme et de choisir les biomatériaux les plus intéressants pour cette évaluation.

Deux activités musculaires sont les plus importantes dans le bruxisme : le serrement et le grincement. Au niveau intra-oral, des forces exacerbées sont exercées sur les tissus ou les matériaux. Un frottement par contact direct des surfaces a également lieu. Les conséquences peuvent aller de l'usure à la fracture des structures dentaires ou bien des réhabilitations.

Des simulateurs de mastication et, par extension, du bruxisme, ont été développés et permettraient d'étudier à la fois la résistance à la fracture et l'usure des biomatériaux [98–104]. Ces simulateurs peuvent développer des forces verticales ou latérales ou encore réaliser des mouvements tri-dimensionnels. Ils peuvent opposer à l'échantillon testé des dents naturelles ou artificielles, des billes en stéatite ou stylets en carbure de tungstène [105]. Toutes ces machines sont cependant très onéreuses et seuls quelques exemplaires existent dans le monde. De plus, selon une revue de littérature de 2020, aucun de ces simulateurs n'arrive à reproduire l'intégralité des conditions intra-orales [105].

Nous proposons de décomposer la simulation du bruxisme avec, dans un premier temps, une étude de la résistance à la fracture des biomatériaux.

Créés pour résister aux contraintes mécaniques intra-orales, les biomatériaux prothétiques peuvent se fracturer à la suite d'une surcharge ponctuelle ou bien, le plus fréquemment, suite à la fatigue [106,107]. En effet, la fatigue est décrite comme une diminution des propriétés mécaniques d'un corps soumis à un stress cyclique et résulte de la croissance d'un ou plusieurs défauts [106,107]. L'hydrolyse et l'absorption aqueuse éventuelles dans un milieu buccal très humide à pH variable [108,109], les changements

fréquents de température et surtout le caractère cyclique de la mastication sont les principaux éléments de stress des restaurations prothétiques [62,107]. De surcroît, chez un patient atteint de bruxisme [4,9], les contraintes mécaniques auxquelles sont soumises les prothèses se voient amplifiées [110,111].

Pour évaluer la résistance à la fracture des biomatériaux, la norme ISO-6872 [64,112] spécifie les exigences et les méthodes d'essai correspondantes relatives aux matériaux céramiques dentaires. Parmi les tests mécaniques proposés, le test de flexion bi-axiale semble s'approcher le plus des conditions intra-orales [64,113]. De plus, une revue de la littérature de 2017 constate l'existence de corrélation inverse entre les fractures cliniques et la ténacité des biomatériaux (Spearman $\rho = 0.34$, $p = 0.1$), mais aussi entre la résistance à la flexion et la moindre usure dentaire pour les composites (Spearman $\rho = 0.46$, $p = 0.012$) [114]. Le test de flexion bi-axiale est donc un outil précieux d'évaluation des biomatériaux, avec un sens clinique.

A l'encontre des tests de flexion mono-axiale, le test de flexion bi-axiale (TFBA) permet de s'affranchir de certaines limitations. Pour les tests de flexion, les bords des échantillons peuvent être sujets aux micro-fractures pendant la préparation, et doivent être attentivement étudiés avant le test pour éviter de tester un échantillon trop endommagé. L'état des bords des échantillons serait particulièrement important pour les tests de flexion mono-axiale. En plaçant le champ des forces en dehors des limites de l'échantillon, le TFBA est moins dépendant de l'état de surface des bords de l'échantillon [64,113]. De plus, le TFBA simulerait d'avantage la charge multi-axiale exercée sur la prothèse [113].

Des essais de fatigue sont souvent pratiqués par les scientifiques en essayant de prédire la durée de vie des futures restaurations dentaires [107,115]. Processus stochastique et assez lent, la fatigue résulte souvent de la coalescence et croissance des défauts intrinsèques [107]. Les principales étapes de la fatigue sont : 1) initiation des fêlures par fatigue, 2) croissance des fêlures par fatigue, 3) fracture rapide catastrophique [115]. D'ailleurs, l'étude de la propagation des fêlures pendant la fatigue prend ampleur dans la communauté scientifique et a une valeur prédictive importante de la durée de vie *in vivo* des biomatériaux [116]. Cependant, une grande majorité des essais de fatigue utilisent des forces importantes, incohérentes avec le milieu buccal et surtout des forces axiales,

de compression [117,118]. Quand des forces en flexion sont utilisées, une approche en marche d'escalier avec des protocoles adaptés à chacun des matériaux sont utilisés [119,120].

Ainsi, nous proposons de simuler le bruxisme en réalisant un test de fatigue à travers un test de flexion bi-axiale. Ce test *in vitro* pourrait étudier les propriétés intrinsèques des biomatériaux. Ses résultats seraient à analyser avec précaution, car la complexité des forces intra-orales, couplée aux diverses interactions entre le biomatériau, le système de collage, la dent support et les dents adjacentes ou antagonistes ne saurait pas être reproduite fidèlement. Enfin, il est important de noter que seule la résistance à la fracture sera étudiée. L'usure et l'abrasivité des biomatériaux devront être prises en compte dans un second temps.

2.1.1. Paramètres du banc d'essai

Afin de simuler le bruxisme, 2 critères importants doivent être pris en compte : les contraintes physico-chimiques et les contraintes mécaniques.

2.1.1.1. Contraintes physico-chimiques – température, humidité.

La cavité buccale est un milieu humide [121], avec une température moyenne de 33°C [122] . De plus, les variations de température en rapport avec les prises alimentaires peuvent changer de manière significative les propriétés mécaniques des biomatériaux, comme par exemple, la résistance à la fracture [92,123–125] . Toutefois, le thermocyclage – vieillissement thermique avec une variation de 5°C à 55°C fréquemment utilisé par les scientifiques - est difficile à mettre en œuvre sur un banc d'essai [126,127].

Afin de se rapprocher des conditions buccales, des paramètres de température – 37°C et d'humidité 98% ont été proposés dans cette étude.

Concernant les biomatériaux, les conséquences de leur immersion dans un milieu aqueux ne sont plus à démontrer [109,128–130]. Il semblerait que l'absorption de l'eau dans le cas des matériaux composites suive une courbe exponentielle d'évolution, avec un plateau de saturation vers 14 jours [109,130] (**Figure 10, Figure 11**). Vu que l'absorption d'eau atteint plus de 90% de son maximum à 10 jours, c'est cette durée de pré-trempe des échantillons qui sera choisie.

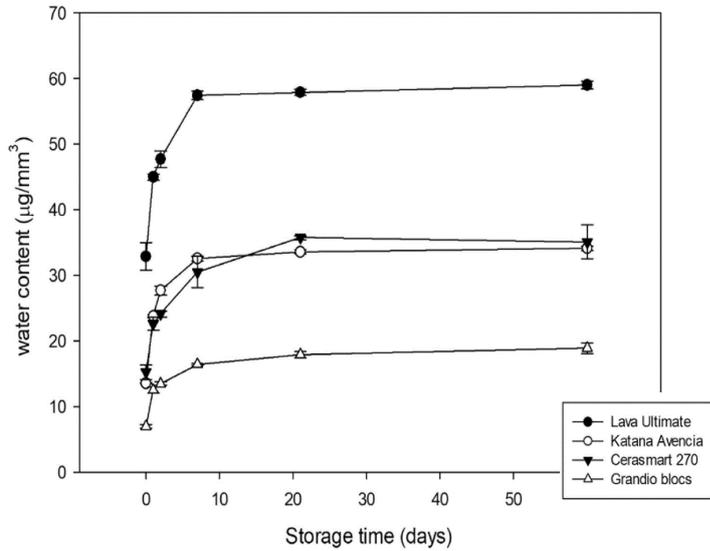


Figure 10 Courbe de saturation de l'absorption aqueuse pour différents biomatériaux dont GRANDIO et Cerasmart 270. Reprise de Faria et Silva et all (2022)

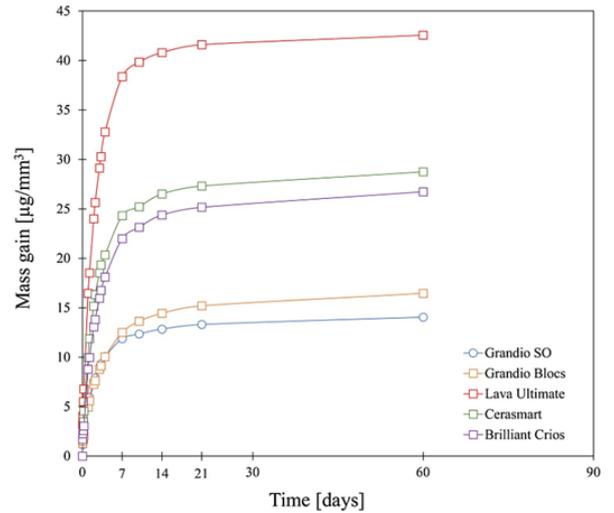


Figure 11. Courbe de saturation de l'absorption aqueuse par différents biomatériaux dont GRANDIO et CERASMART. Reprise de Wendler and col, 2021

2.1.1.2. Contraintes mécaniques – forces appliquées, fréquence et nombre de cycles

2.1.1.2.1. Forces appliquées

Concernant les forces qui doivent être appliquées afin de reproduire *in vitro* les forces masticatoires, les données de la littérature ne sont pas concluantes. En absence d'études cliniques qui vérifieraient la cohérence des forces appliquées pour les simulateurs de mastication, Heintze réalise en 2006 une revue de littérature qui propose un paramétrage optimal du simulateur de mastication, avec l'application d'une force de 50N [99].

Les différentes études estiment que la force masticatoire maximale (MBF) peut atteindre jusqu'à plus de 900N [110] sans qu'une différence statistiquement significative soit observée entre les bruxeurs et la population générale [131,132]. La MBF représente cependant la mesure de la force qu'exerce toute la mandibule sur l'appareil de mesure à un instant donné et ne doit pas être confondue avec la force masticatoire habituelle. Par ailleurs, la force de mastication est largement variable dans le temps et dépend de la consistance des aliments [110].

De plus, la force de mastication ne doit pas être considérée comme une force de compression seulement. Les travaux de Las Casas [110] soulignent en 2007 l'importance des forces tangentielles lors de la mastication : ce sont donc les forces exercées dans les mouvements de latéralité mais aussi les forces existantes pendant un épisode de bruxisme. La composante tangentielle, même si elle ne dépasserait pas 35% de la composante normale de la force de mastication exercée sur une molaire [110], induit des contraintes de flexion qui sont non-négligeables.

La détermination des paramètres de la fatigue est réalisée différemment selon les différents auteurs :

- certains auteurs, comme Wendler et al en 2018, suggèrent que la charge de fatigue devrait être équivalente à 70% de la charge de rupture du biomatériau [116]. Si une telle démarche est appliquée, des conditions de fatigue différentes seraient imposées à chaque biomatériau. Dans un souci de reproductibilité et de cohérence de l'étude, une seule valeur pour la fatigue devrait être choisie ;
- d'autres auteurs suggèrent une approche par paliers [119,120]. Cette approche est critiquée pour être un test quasi-statique, sans lien direct avec la fatigue cyclique subie in vivo par les biomatériaux [130].

Ainsi, pour simuler le bruxisme, il conviendrait de reproduire des charges répétées de mastication (50N [99]) et de réaliser une charge de bruxisme, située bien au-delà de la charge de mastication, en dessous de la force occlusale maximale mais aussi de la charge de rupture des biomatériaux.

2.1.1.2.2. Fréquence et nombre de cycles de fatigue

La fracture par fatigue est initiée à des endroits de concentration des contraintes mécaniques, où des fêlures microscopiques apparaissent [133]. Après un nombre de répétitions de l'application de la charge, une charge finale, dépassant les capacités mécanique de la structure ayant subi de la fatigue, mène à la fracture catastrophique [133]. Ainsi, réaliser un nombre de cycles allant jusqu'à la fracture de l'échantillon étudié semblerait nécessaire afin de décrire avec précision la résistance à la fatigue des

biomatériaux [134]. Démarche très chronophage, la fatigue jusqu'à fracture est peu employée dans les études *in vitro* [134]. Une autre démarche, consiste en l'application d'un nombre de cycles défini censé représenter un certain nombre d'années de service des biomatériaux en bouche [134,135]. Par la suite, l'échantillon ayant subi la fatigue est soumis à une dernière charge mécanique jusqu'à fracture, pour évaluer la variation des propriétés mécaniques après fatigue [134,135].

Le nombre de cycles de fatigue doit être en relation avec le nombre de contacts dento-dentaires chez l'humain. Sachant que les forces de mastication s'exercent de façon répétée dans la journée pour chaque mastication et déglutition, il est estimé que 300 000 charges sont appliquées annuellement sur dent fonctionnelle [115].

Dans le cadre des tests de laboratoire, entre 750 000 et 1 200 000 cycles de fatigue avec une charge de 50N simuleraient 5 années de service en bouche [135]. Cette estimation semble toutefois dépendre de la charge appliquée et du design expérimental. Ainsi, pour une charge de plus de 100 N, 590 000 cycles permettraient de simuler 5 ans *in vivo* [135].

De plus, les résultats des simulations *in vitro* sont cohérents avec les résultats des études cliniques [134,135]. Ainsi, selon les études menées par Nawafleh 2016 et Rosentrit 2009, un minimum de 250000 cycles avec une charge de 50 N simulerait une année *in vivo* [134,135].

La fréquence de la mastication est variable selon l'âge, le sexe, le nombre de dents en occlusion, la taille et la rhéologie du bol alimentaire mais est évaluée à moins de 2 Hz dans la littérature [136]. Ainsi, pour simuler la mastication, les études de fatigue utilisent des fréquences entre 1 et 2 Hz [134].

Pour la simulation du bruxisme, il serait judicieux de reproduire une fréquence autour de 1Hz, avec entre 10 et 15 salves par épisode, comme présenté dans le **Tableau 2**, page 29.

2.2. Choix des biomatériaux pour l'étude

Le biomatériau idéal pour les réhabilitations prothétiques devrait :

- être biocompatible, surtout au contact des fibroblastes et kératinocytes ;
- avoir un état de surface satisfaisant biologiquement et mécaniquement. ;

- avoir des propriétés mécaniques : module d'élasticité, dureté, résistance à la flexion comparables aux tissus nobles dentaires ;
- être résiliant ;
- avoir une bonne résistance à l'usure ;
- ne pas être abrasif ;
- être facilement usinable ;
- être facilement réparable ;
- être peu onéreux.

Parmi les nouveaux matériaux CFAO, Enamic, Grandio et les deux versions de Cerasmart semblent répondre à ce cahier de charges. Leurs principales propriétés mécaniques ainsi que les indications d'utilisation sont retrouvées dans le **Tableau 6**.

D'autres biomatériaux ont été exclus, soit en raison :

- de leur faible teneur en charges, car la teneur en charges est associée aux propriétés mécaniques ;
- de leur microstructure : car les composites microhybrides seraient d'avantage abrasifs ;
- de leur composition organique, car le Bis-GMA serait un perturbateur endocrinien .

En raison de ses excellentes propriétés optiques et mécaniques, mais surtout en raison de la richesse de la littérature à son sujet, une vitrocéramique à base de disilicate de Lithium sera utilisée en guise de contrôle.

2.2.1. Propriétés mécaniques des nouveaux biomatériaux

Les cinq biomatériaux étudiés sont recommandés, selon le fabricant, pour des restaurations périphériques complètes ou partielles, dento- ou implanto-portées en secteur antérieur ou postérieur. Les épaisseurs minimales recommandées vont de 0.4 mm pour la partie cervicale vestibulaire des facettes dans le cas de EMX et GRA à plus de 1.5mm dans le cas de CER, CER 270 et GRA. Il est intéressant de noter que pour EMX et ENA l'épaisseur occlusale minimale recommandée est de 1mm. Certains auteurs décrivent les restaurations occlusales de type overlay de moins de 1.5mm d'épaisseur comme fragiles et ne les recommandent pas pour les réhabilitation soumises à des forces occlusales importantes [54].

Tableau 6. Principales propriétés mécaniques et teneur en charge des biomatériaux choisis

Nom commercial et fabricant	Indication selon le fabricant	Famille de biomatériaux selon la microstructure	Taux de charges	Module d'élasticité	Résistance à la flexion	Dureté
Enamic (Vita) ENA	<ul style="list-style-type: none"> • Facettes • Inlays, onlays, overlays 	Céramique hybride	86 (f.m.) 75% (f.V.)	30 GPa	150-160 MPa	Vickers 2.35 GPa [137] Microdureté Vickers 157 ± 14 [93]
Grandio (Voco) GRA	<ul style="list-style-type: none"> • Couronnes antérieures et postérieures 	Composite à charges dispersées	86% (f.m)	18.28 GPa	Flexion 3 points 266 ± 24 MPa [138]	Microdureté Vickers 121.8[13]
Cerasmart 270 (GC) CER270	<ul style="list-style-type: none"> • Couronnes antérieures et postérieures 	Composite à charges dispersées	77% (f.m)	9.6 GPA	Flexion 3 points 246 MPa	Microdureté Vickers 62.2 ± 9.9 [93]
Cerasmart (GC) CER	<ul style="list-style-type: none"> • Bridges de 3 éléments 		71% (f.m.)	25 GPa [137] 11.4 GPa [139]	Flexion 3 points 221 ± 24 MPa [138]	Vickers 0.66 GPa [137]
Emax CAD (Ivoclar) EMX	hors secteur molaire	Vitrocéramique à base de disilicate de lithium	Notion de taux des charges non applicable ; 60% disilicate de lithium après cuisson finale	95 GPa	360 MPa	5.98 GPa [137] Microdureté Vickers 452.9 ± 16.2[93]

Selon la résistance à la flexion, les biomatériaux cités dans cette étude peuvent être classés, du plus résistant à la fracture au moins résistant : **EMX>GRA=CER270>CER>ENA**. La résistance à la flexion représente la plus grande contrainte subie par les biomatériaux avant fracture. Une valeur importante de la résistance à la flexion traduit une capacité de résister aux contraintes buccales. La dentine a une valeur de résistance à la flexion variant entre 109 et 212 MPa selon les études et les tests employés [140,141]. Il serait facile de conclure que seule ENA présente une résistance à la flexion comparable à la dentine et peut donc être considérée comme biomimétique. Toutefois, cette conclusion serait prématurée, car ces données sont issues de tests mécaniques différents (donc certains réalisés par le fabricant) [62,65,90]. Le classement proposé a donc une valeur indicative. Néanmoins, pour les composites, une relation semblerait exister entre la teneur en charges et la résistance à la flexion.

Si la résistance à la flexion est importante pour prédire la résistance à la fracture, cette propriété ne permet pas d'anticiper le comportement élastique du biomatériau pendant le stress mécanique. Un biomatériau élastique se déformera, de façon réversible, si la contrainte n'est pas supérieure au seuil de déformation plastique ; ensuite, une déformation irréversible se produira si la contrainte est supérieure. Cependant, la déformation, élastique ou plastique d'une prothèse peut se répercuter sur le joint de collage. Ainsi, un biomatériau rigide sera peut-être plus fragile, mais un biomatériau trop élastique risquerait de se décoller. Du point de vue du module d'élasticité, les biomatériaux peuvent être classés, du plus rigide au plus flexible : **EMX>ENA>CER>GRA>CER270**. La dentine a un module d'élasticité compris entre 17.7 et 29.8 GPa [142–144]. EMX serait donc trop rigide par rapport à la dentine, tandis que le CER – trop élastique. En revanche, pour une structure biomimétique, un biomatériau très rigide, similaire à l'émail, devrait être positionné en surface, recouvrant un noyau moins rigide, similaire à la dentine. Une transition entre ces deux parties devrait absorber les contraintes, de façon similaire à la jonction amélo-dentinaire.

La dureté des biomatériaux est considérée comme associée à leur usure [145] mais aussi à leur usinabilité [146]. Ainsi, les matériaux moins durs, comme les composites, seraient moins susceptibles à l'écaillage pendant l'usinage [146] [147].

Moins de fractures des bords des pièces prothétiques usinées garantirait par une meilleure adaptation marginale et une meilleure biocompatibilité des prothèses – facteurs très recherchés cliniquement. Les nouveaux matériaux CFAO, avec une dureté moins importante que celles des céramiques, mais comparable aux tissus dentaires, pourraient être des bons candidats pour les réhabilitations chez les patients bruxeurs [12,88]. Nonobstant, il ne se serait pas judicieux d'associer la dureté du biomatériau uniquement à l'usure et l'abrasivité du matériau.

2.2.2. Préparation des échantillons

Comme pour la plupart des tests *in vitro*, l'interprétation des valeurs obtenues pourra être réalisée exclusivement en comparant les biomatériaux étudiés dans les mêmes conditions, sur le même banc d'essai. De plus, la microstructure des biomatériaux ainsi que la taille et fréquence des micro-défauts peut jouer un rôle important dans les valeurs de la résistance à la fracture [64]. De ce fait, la préparation des échantillons étudiés doit être standardisée. Pour les mêmes raisons, même si l'industrialisation de la fabrication des blocs de biomatériaux a rendu plus reproductible la microstructure des biomatériaux [11,64], il est préférable que l'ensemble des échantillons d'un seul biomatériau testé soit issu du même lot.

Si une bonne partie des normes internationales traitant des tests mécaniques pour décrire des biomatériaux dentaires recommandent des tests avec des dimensions d'échantillons importantes (40mm en longueur), la taille des blocs pré-fabriqués CFAO de certains biomatériaux rend compliquée leur mise en œuvre [13,14,64,67,68,112,113,148,148]. Si le fabricant ne propose pas de disques, la longueur maximale de l'échantillon sera de 18mm. La norme ISO-6872 propose un test miniaturisé, le test de flexion bi-axiale piston sur trois billes, à la fois adapté à la taille des blocs CFAO et cohérent avec les dimensions des futures restaurations prothétiques.

2.3. Objectifs

Les objectifs de ce travail sont :

- adapter le test de flexion bi-axiale défini par la norme ISO 6872, représentatif des contraintes occlusales, aux conditions buccales afin de simuler le bruxisme ;

- comparer la résistance en flexion bi-axiale de différents biomatériaux, avant et après contraintes proches de celles rencontrées chez des bruxeurs par une analyse quantitative et qualitative ;
- sélectionner les biomatériaux, à priori les moins sensibles dans le temps aux contraintes engendrées, afin de les proposer pour une étude clinique destinée à étudier l'évolution de restaurations prothétiques unitaires chez les bruxeurs.

2.4. Hypothèse

L'hypothèse principale de cette étude est : les PICN (**ENA**) et les composites à charges dispersées **GRA**, **CER270** et **CER** présentent une résistance à la flexion bi-axiale similaire à la vitrocéramique au disilicate de lithium **EMX** après fatigue par flexion bi-axiale avec des charges et une fréquence simulant le bruxisme, à 37°C et 98% d'humidité.

2.5. Matériel et méthodes

2.5.1. Préparation des échantillons

20 disques de 12 mm diamètre et 1.2 ± 0.05 mm d'épaisseur ont été préparés pour chaque famille de biomatériaux. La description des biomatériaux CAD/CAM est résumée dans le **Tableau 7**. Les blocs (ou le disque, dans le cas de **GRA**) ont été usinés par CFAO en utilisant des fraises diamantées (fraises droite diamantée, Mecanumeric ; irrigation eau et lubrifiant Grindex, Mecanumeric ; usineuse CD50 Mecanumeric, Albi, France ; logiciel FAO Work NC v2018 SESCOI, France ; logiciel pour la mise en forme du cylindre au format STL : OpenSCAD 2015.03) en cylindres de diamètre 12 mm et hauteur de 13mm. Les cylindres obtenus ont été découpés en disques de diamètre 12 mm et épaisseur 1.3 mm avec une tronçonneuse de précision (ISOMET™ LOW SPEED PRECISION CUTTER, BUEHLER, Allemagne) avec un disque diamanté (Meule diamantée 102mm Ø, 15HC Buehler) opérant à une vitesse de 300 tours/minute, action de coupe par gravité, sous irrigation (eau et lubrifiant : Coolcut 3, Buehler) abondante. Les disques ont ensuite été polis sur les deux faces avec des disques SiC (abrasif - Carbure de Silicium, LaboPol-1, Struers, Willich, Allemagne) de granulométrie croissante : 600, 800, 100, 1200µm à 200 tours/minute utilisant un guide de polissage manuel sous irrigation abondante avec de l'eau jusqu'à une épaisseur de 1.2mm. Le diamètre (± 0.01 mm) et l'épaisseur (± 0.05 mm) des échantillons ont été mesurés à trois endroits différents avec un pied à

coulisse digital (Digital Micrometers Ltd) et la moyenne a été retenue. Les faces opposées étaient parallèles à 0.02 mm près. Les échantillons obtenus ont ensuite été nettoyés au jet de vapeur. Tous les échantillons ont ensuite été conservés au sec à température ambiante.

Les disques en **EMX** ont ensuite été glacés (E.max CAD Crystal/Glaze spray, Ivoclar) sur une seule face et frittés (Programat S1, Ivoclar) selon les recommandations du fabricant (Ivoclar, Vivadent) avec le programme suivant : température de service 403°C, temps de fermeture 6 minutes, montée en température 90°C/min, température de maintien 820°C, temps de maintien 7min, début du vide 820°C, fin du vide 840°C, long temps de refroidissement 700°C.

Après usinage (**Figure 12**), découpe et polissage, 20 disques (12 ± 0.1 mm diamètre et 1.23 ± 0.03 mm épaisseur) de chacun des matériaux ont été obtenus.



Figure 12. Blocs de biomatériaux.

*Gauche: bloc Cerasmart avant usinage;
Droite: bloc Enamic après usinage*

Trois post traitements ont été réalisés :

- échantillon sec, dry (poli non-sablé non trempé) ;
- échantillon trempé pendant 10 jours wtr (poli non sablé, trempé) ;
- échantillon sablé sbl (poli sablé, non trempé) ;
- échantillon préparé pour le test de fatigue, ftg ;

Pour chaque type de post-traitement, 5 échantillons de chaque matériau ont été étudiés.

Les échantillons soumis au trempage ont été complètement immergés dans de l'eau purifiée et conservés dans une étuve à 37 °C.

Les échantillons soumis au sablage ont été sablés sur une face uniquement avec une microsableuse pneumatique (ESB1, Eurocem) à l'alumine 50µm, à une distance de 2 mm de l'échantillon, pression 2 bars. Dans ce cas, le nettoyage au jet de vapeur était réalisé après sablage.

Tableau 7. Description des biomatériaux utilisés dans l'étude

Famille	Biomatériaux (fabricant),	Groupe	Teinte	Numéro de lot	Composition	Coefficient de Poisson [149–152]
Composite à charges dispersées	Cerasmart (GC)	CER	A3 HT	1807244	UDMA et autres Bis-MEPP, DMA Verre de baryum et silice 71% f.m.	0.3
	Cerasmart 270 (GC)	CER270	A3 HT	1812211	UDAM et DMA 71% (f.m.) Verre de baryum (300nm) et silice (20nm)	0.3
PICN	Enamic (VITA) PICN	ENA	3M2 HT	82180	UDMA et TEGDMA Céramique feldspathique enrichie avec oxide d'aluminium (86 wt% / 75 Vf%)	0.27
Composite à charges dispersées	Grandio (VOCO)	GRA	A3 HT	1850414	UDMA et polymère méthacrylate Silice, verre AL-silicate, filler pré-polymérisé 86% f.m.	0.37
Vitrocéramique au disilicate de lithium	Emax (Ivoclar)	EMX	A3 HT	R24003	58-80% SiO ₂ , 11-19% Li ₂ O, 0-13% K ₂ O, 0-8% ZrO ₂ , 0-5% Al ₂ O ₃	0.23

2.5.2. Montage de l'essai

Pour le test de flexion bi-axiale, la méthode du piston sur 3 billes (P3B) a été utilisée. Une machine de traction universelle (Instron 3300, Universal Testing Machine Illinois Tool Works, USA, cellule 10kN±1N) a été adaptée selon le montage d'essai décrit par la Norme ISO 6872 (**Figure 13**, **Figure 14**). L'échantillon était supporté par 3 billes en acier (4.5mm Ø) disposées à 120 degrés les unes par rapport aux autres sur un support de diamètre 12,1 mm (**Figure 15**, **Figure 16**).

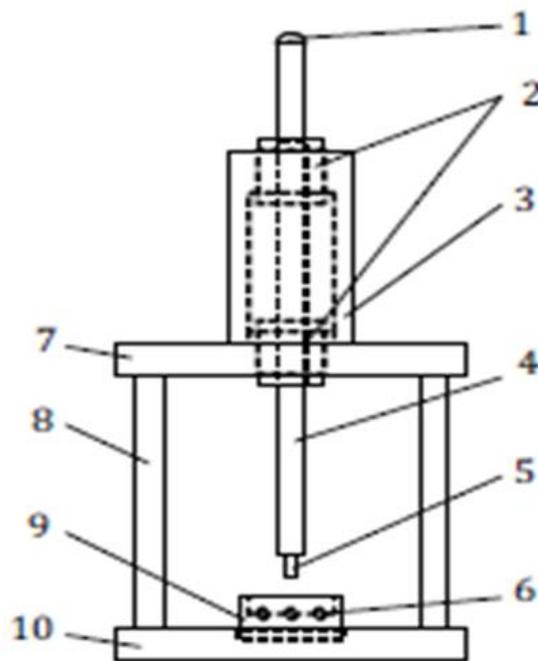


Figure 13. Schéma de la cage pour flexion biaxiale, issue de la norme ISO 6872

1 bille d'acier de 12,5 mm ; 2 - boîtes à billes de précision ; 3 - support de boîte supérieur ; 4 - tige usinée de précision durcie ; 5 - ergot usiné de précision en tungstène durci, ayant un diamètre de (1,4 ± 0,2) mm ; 6 - trois billes d'acier de (4,5 ± 2) mm, positionnées à 120° les unes par rapport aux autres, sur un support circulaire d'un diamètre de (11 ± 1) mm ; 7 - plaque du haut ; 8 - trois pieds séparateurs ; 9 - support d'échantillon ; 10 - plaque de support inférieure en acier.



Figure 14. Montage d'essai du test de flexion biaxiale

1- cellule du support de l'échantillon ; 2- échantillon en place ; 3-piston de 1.4 mm diamètre ; 4- tige de précision



Figure 15 Cellule du support de l'échantillon avec 3 billes en acier

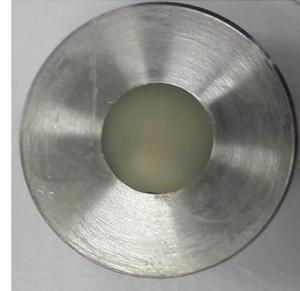


Figure 16. Cellule support de l'échantillon avec un échantillon

Le piston de 1.4 mm \varnothing appliquant la charge était guidé par deux cages à billes de précision afin de garantir la transmission unidirectionnelle des forces. Ce même piston transmettait la charge au centre de l'échantillon à étudier, lui-même positionné de manière concentrique sur les 3 billes en acier. La tige de précision pesait 19,61N. Le système a été lubrifié (graisse lithium, WD40) afin de minimiser les frottements.

Un film de polyéthylène (0.05 mm d'épaisseur) homothétique aux échantillons a été positionné entre les billes de support et l'échantillon mais aussi entre le piston et l'échantillon afin de répartir uniformément la pression de contact. Après chaque fracture, un nettoyage minutieux du support des échantillons était réalisé afin d'enlever les fragments éventuels de biomatériaux qui auraient faussé les valeurs de charge à la fracture par interposition des fragments entre les billes et le nouvel échantillon.

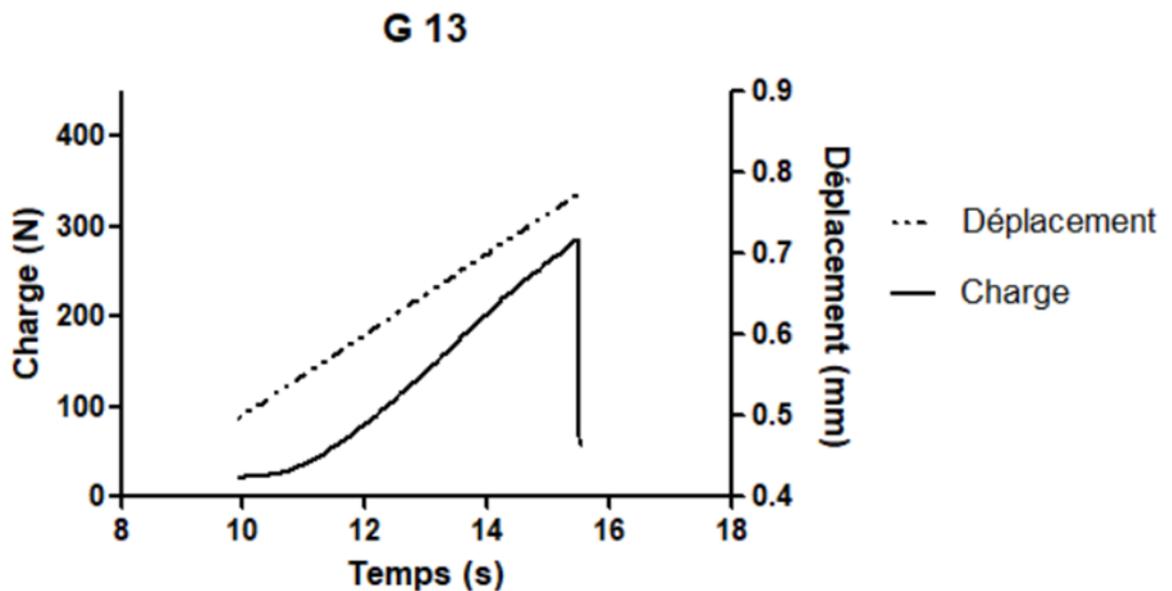


Figure 17. Graphique de l'évolution de la charge en N et du déplacement (mm) du piston, lors de la flexion bi-axiale jusque fracture de l'échantillon GRA13 poli non sablé trempé 10 jours

La charge de fracture était déterminée à 1N près, utilisant la valeur maximale de la charge enregistrée pendant l'expérience par le logiciel (Bluehill Universal Software, Instron, Illinois, USA).

Les courbes d'évolution de la charge (en N) et du déplacement du piston (en mm) en fonction du temps (en s) sont présentées en **Figure 17**. On observe une croissance de la charge presque linéaire jusqu'à la fracture, engendrant instantanément une chute brutale de la charge appliquée. Pendant tout ce temps, jusqu'à la fracture, le déplacement du piston augmente linéairement.

2.5.3. Calcul de la résistance à la flexion bi-axiale

Équation 1: formule issue de la norme ISO 6872 utilisée pour le calcul de la résistance à la flexion bi-axiale suite au test de flexion bi-axiale de type P3B

$$\sigma = -0,2387P(X - Y) / b^2$$

$$X = (1 + \nu) \ln(r_2 / r_3)^2 + [(1 - \nu) / 2] (r_2 / r_3)^2$$

$$Y = (1 + \nu) [1 + \ln(r_1 / r_3)^2] + (1 - \nu) (r_1 / r_3)^2$$

La résistance à la flexion biaxiale a été calculée en utilisant l'Équation 1, issue de la norme ISO 6872 où :

σ est la contrainte de traction maximale, en MPa;

P est la charge totale provoquant la fracture, en N;

ν est le coefficient de Poisson, avec les valeurs pour chaque biomatériau selon **Tableau 7**;

$r_1 = 6$ est le rayon du cercle de support, en millimètres;

$r_2 = 0.7$ est le rayon de la surface de charge, en millimètres;

r_3 est le rayon de l'éprouvette, en millimètres;

b est l'épaisseur de l'éprouvette, à l'origine de la fracture, en millimètres.

2.5.4. Fatigue par flexion biaxiale, simulation du bruxisme

Pour la fatigue par flexion biaxiale, le banc d'essai décrit précédemment a été utilisé.

Le cycle de fatigue était composé de 12 cycles MAS (mastication) et d'un cycle BRU (bruxisme). Pour chaque cycle MAS, la fréquence de la mastication était de 1Hz : une charge ponctuelle de 50 N était appliquée chaque seconde et répétée 12 fois, avant un repos de 2 secondes pendant lequel une charge de 20N reste appliquée. Après 12 cycles MAS, un cycle BRU débute avec une fréquence de 0.5 Hz et une phase de plateau de 0.5 secondes pendant laquelle une charge de 130N était maintenue avant une nouvelle pause de 2 secondes pendant laquelle une charge de 20 N était appliquée à l'échantillon. La **Figure 18** permet de visualiser les événements de BRU et MAS pendant la fatigue.

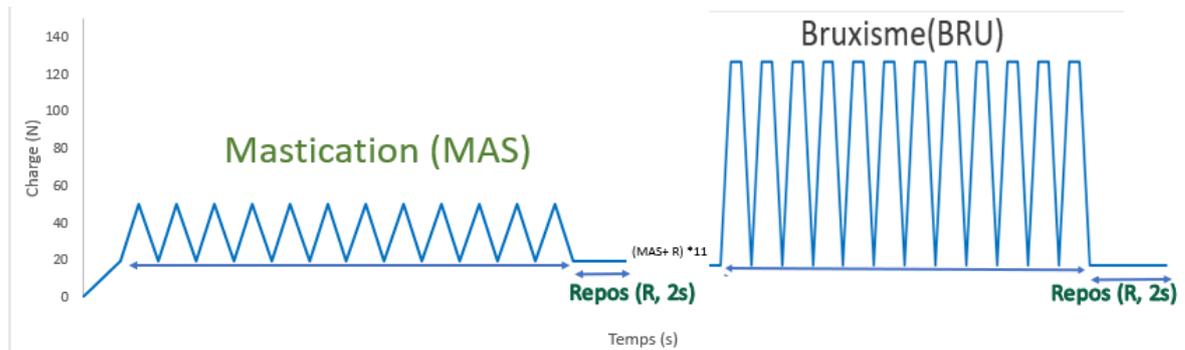


Figure 18. Paramètres du cycle de fatigue

Événements de type "Mastication" - montée de la charge à 50N puis descente, temps total 1s ; 12 événements de mastication + 1 repose (2s) = cycle de mastication, répété 12 fois. Événements « Bruxisme » - montée de la charge à 130 N avec maintien pendant 0.5s.

Une optimisation du nombre de MAS et de BRU a été réalisée afin de satisfaire 2 critères principaux :

- Respect du nombre de cellules de programmation du logiciel Bluehill.
- Temps de simulation : 72h

La vitesse de déplacement du piston a été modifiée par rapport à la fréquence des événements de MAS et BRU et fixée à 1.98 mm/minute.

Le programme entier a été répété 1372 fois (soit pendant 72h), soit plus de 214000 cycles de charge mécanique.

Avant de subir la fatigue par flexion bi-axiale, les échantillons étaient trempés pendant 72h dans de l'eau purifiée, à 37°C. La fatigue durait 72h avec des conditions d'humidité 98% et de température 37°C.

Par la suite, après le test de fatigue, les échantillons restés non fracturés ont été trempés dans une solution de bleu de méthylène 10% pendant 24h, suivi d'un rinçage minutieux sous eau courante et observation en microscopie optique pour visualiser les éventuelles fissures et/ou craquelures. Les échantillons étaient ensuite mis à tremper dans de l'eau purifiée à 37°C 72h supplémentaires. Un total de 10 jours d'immersion dans l'eau à 37°C a été obtenu pour chacun des échantillons.

Au final, un test de fracture était réalisé pour les échantillons restés intègres, sans fracture, après le test de fatigue.

2.5.5. Observation en microscopie

Les échantillons non fracturés après l'essai de simulation du bruxisme ont été observés en microscopie optique immédiatement après fatigue, après coloration au bleu de méthylène. Un échantillon de chaque biomatériau a été observé en microscopie optique avant le test de fatigue. Une observation minutieuse de l'intégralité de l'échantillon a été réalisée, sur les deux faces, avec une visualisation « par ligne » de droite à gauche et de haut vers le bas de chaque disque avec des grossissements x5, x20 et x50 en recherchant des défauts de surface de type fêlure ou craquelure qui seraient survenus après la simulation du bruxisme.

2.5.6. Analyse statistique

Les résultats obtenus pour la fracture par flexion bi-axiale ont été analysés avec un test Two-way ANOVA (SPSS2022, IBM, SPSS Inc, Chicago, Illinois, Etats-Unis d'Amérique) et ensuite avec post test Tuckey, $p= 0.05$, et ont été présentés sous forme de box-plots. Les résultats de survie des échantillons après simulation du bruxisme ont été présentés sous forme de courbe de survie et un test Log-Rank (SPSS2022) a été réalisé. La comparaison des valeurs mécaniques avant/après fatigue a été réalisée avec un test non paramétrique Kruskal - Wallis (SPSS2022, post-test Dunn, $p=0.05$).

2.6. Résultats et discussion

2.6.1.1. Résistance à la flexion bi-axiale

Après le test de flexion bi-axiale, les échantillons se fracturent en plusieurs fragments comme illustré dans la **Figure 19**. Les traits de fracture ont comme point de départ le centre de l'échantillon, qui correspond à la zone d'application de la force transmise par le piston (**Figure 13**, **Figure 14**).



Figure 19. Echantillon GRA8 après fracture par flexion bi-axiale



Figure 20. Signification statistique des comparaisons multiples des valeurs de la résistance à la flexion bi-axiale.

Légende : sbl- sablé, water – trempé, dry – sans traitement.

Les valeurs des résistances à la flexion biaxiale pour les biomatériaux investigués sont présentés dans le Tableau 8 sous forme de moyenne et déviation standard pour chacune

des conditions testées. Les données sont aussi présentées sous forme de box-plot, **Figure 21**.

La normalité de la distribution des données a été montrée pour toutes les groupes de données, à l'exception du groupe ENAdry (sans post-traitement hormis polissage) et CERwater (échantillons trempés). Les résultats des tests statistiques sont disponibles en annexes.

Le test two-way ANOVA a montré une influence du facteur « matériau » mais aussi du facteur « traitement » pour les valeurs de la résistance à la flexion bi-axiale ($p < 0.001$). Les valeurs de significativité (p_value) des comparaisons multiples (Tuckey's test) sont présentées en **Figure 20**. La puissance des tests réalisés est supérieure à 0.9 pour la majorité des tests, à l'exception des tests pour ENA, où la puissance était de 0.236.

Ainsi, sans traitement après préparation initiale, les biomatériaux peuvent être classés selon la résistance à la flexion bi-axiale : **ENA < CER = CER270 = GRA < EMAX**. En effet, il n'y a pas eu de différence statistiquement significative entre **CER** et **GRA** ($p = 0.840$), **CER270** et **GRA** ($p = 1$) ou bien **CER270** et **CER** ($p = 0.906$).

Une tendance de diminution de la résistance mécanique des biomatériaux est observée après trempage, sans qu'une différence statistiquement significative entre la résistance à la flexion avant et après trempage ait pu être mise en évidence.

Le sablage fait diminuer la résistance à la flexion bi-axiale de façon statistiquement significative pour tous les matériaux, à l'exception de ENA ($p = 0.228$).

Après sablage, une tendance à l'augmentation de la moyenne de la résistance à la flexion bi-axiale, en fonction du type de biomatériau, est observée dans l'ordre suivant : **ENA, CER270, CER, GRA, EMX**. Toutefois, aucune différence statistiquement significative n'est observée entre **ENA, CER270, CER, GRA sablés**. Une différence statistiquement significative entre les valeurs de résistance à la flexion bi-axiale après sablage est mise en évidence entre **EMX** et tous les autres biomatériaux.

L'ensemble des résultats des tests statistiques peut être retrouvé en annexes.

Tableau 8. Moyenne (déviation standard) MPa de la résistance à la flexion bi-axiale pour les biomatériaux étudiés selon les traitements

Material	Treatment	Mean	Std. Deviation	N	SIG.
CER	dry	282.47	22.66	5	A,a
	sbl	147.84	31.72	5	b
	wtr	222.62	25.58	5	A,c
CER270	dry	307.01	30.327	5	B,a
	sbl	146.60	4.72	5	b,
	wtr	307.17	22.95	5	B
EMX	dry	437.23	80.92	5	C
	sbl	223.24	31.68	5	
	wtr	465.28	16.61	5	C
ENA	dry	149.36	29.19	5	D
	sbl	124.12	21.26	5	D,b
	wtr	137.36	15.97	5	D
GRA	dry	311.58	34.99	5	E,a
	sbl	202.64	27.00	5	b,
	wtr	293.76	25.16	5	E,c

Les lettres dans la colonne de droite désignent les familles sans différences statistiquement significatives

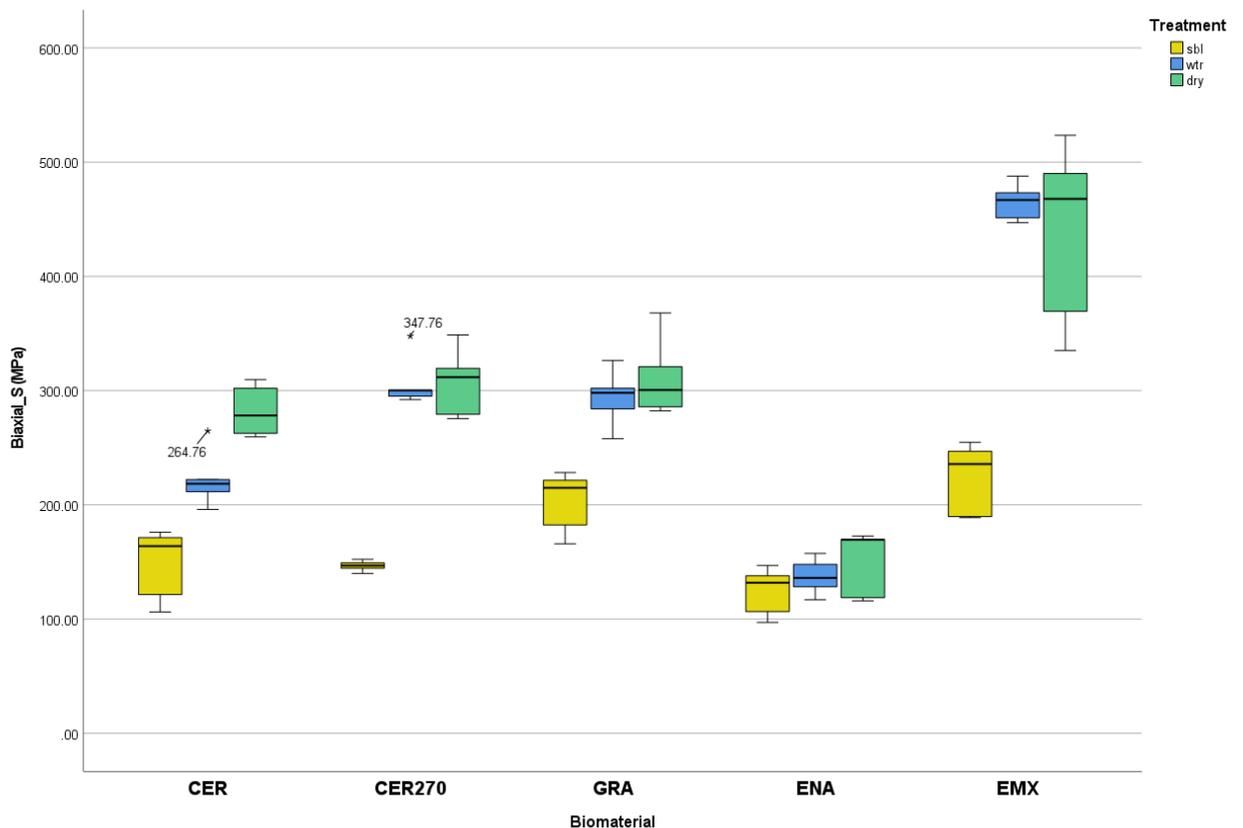


Figure 21. Box-plot (boîte à moustaches) avec la médiane et les percentiles de la résistance à la flexion bi-axiale des différents biomatériaux, selon les différents traitements appliqués.

Légende : Biaxial-S – résistance à la flexion bi-axiale (MPa), sbl- sablé, wtr – trempé, dry – sans traitement.

2.6.1.1.1. Discussion des résultats concernant la résistance à la fracture par flexion bi-axiale

La résistance à la fracture est une propriété mécanique fréquemment retrouvée dans les fiches techniques des biomatériaux. La proportionnalité directe avec la charge appliquée pour la rupture rend facile la compréhension de cette propriété mécanique. En effet, plus la force ayant engendré une rupture est élevée, plus la résistance à la fracture est importante. Toutefois, selon certains auteurs, limiter la lecture des propriétés mécaniques à la résistance à la fracture seulement serait trop réducteur et approximatif [64].

Avant de mettre au point le protocole de simulation du bruxisme, la validation de la méthode d'essai de résistance à la flexion biaxiale était nécessaire. Ainsi, la résistance à la flexion biaxiale P3B a été évaluée pour **CER270**, **CER**, **ENA**, **GRA** et **EMX**.

Les valeurs expérimentales de la résistance à la flexion des échantillons **sans traitement** restent comparables mais différentes des données de la littérature.

Dans l'étude de Choi [113], la résistance à la flexion bi-axiale de **ENA** est de 153.6 ± 10.4 MPa et celle de **CER** 249.7 ± 22.4 MPa. En revanche, le design d'essai est différent. Dans la présente étude, le test P3B a été utilisé, tandis que l'équipe de Choi [113] utilise un test BOR (ball on ring, bille sur anneau). Le classement de l'ordre des valeurs obtenues par Choi semble similaire aux valeurs expérimentales obtenues dans notre étude : $GRA = CER > ENA$, car aucune différence statistiquement significative n'a été trouvée entre CER et GRA sans post traitement.

Les résultats obtenus dans notre étude ont des valeurs plus grandes que celles du test de flexion 3-points de Lauvahutanon [62] avec des échantillons en forme de barre de $14 \times 4 \times 1.2$ mm ($n=10$). Malgré un montage différent, c'est une des seules études comparant la résistance à la flexion de **GRA**, **CER** et **ENA**. Ces valeurs sont donc à consulter à titre d'exemple, afin d'en observer les tendances, et ne pourront pas être directement comparées avec les résultats de la présente étude. Pour Lauvahutanon [62]:

- **GRA** présentait une résistance à la flexion axiale 3-points de 204 MPa à l'état sec et de 188,4 MPa après trempage ;

- **CER** présentait une résistance à la flexion axiale 3-points de 242 MPa à l'état sec et de 197 MPa après trempage ;
- **ENA** présentait une résistance à la flexion axiale 3-points de 140 MPa à l'état sec et de 133 MPa après trempage.

Ainsi, les résultats de la présente étude suivent la courbe d'évolution observée par Lauvahutanon [62] avec une diminution des valeurs mécaniques après trempage.

Dans une étude similaire, évaluant la résistance à la flexion avec un test 3-points, **GRA** et **CER**, sans traitement supplémentaire après polissage, ont été comparés. Pour l'équipe de Grzebieluch [139], la moyenne de la résistance à la flexion bi-axiale de **CER** (136.97 ± 9.40 MPa) est inférieure à **GRA** (186.02 ± 10.49 MPa, $n=10$, $p < 0.001$).

Les résultats obtenus dans la présente étude, sont également cohérents avec une autre étude, où le trempage pendant 14 jours dans de la salive artificielle de **CER** n'a pas mené à une diminution statistiquement significative des propriétés mécaniques [153].

L'étude de Ducke a également mis en évidence une diminution de la résistance à la flexion 3-points après thermocyclage [153]. Les variations thermiques étant un élément important du vieillissement des composites, l'intégration du thermocyclage devrait être l'évolution logique du banc d'essai dans notre étude.

En ce qui concerne les des données fabricants, les designs respectifs des tests de flexion restent parfois obscurs [13,14,67,68,154]. De plus, la littérature suggère que le test de flexion bi-axiale P3B est sujet aux erreurs : erreurs de positionnement, erreurs d'alignement des billes, planéité de l'échantillon, problèmes de frottements et de stress de contact entre le piston et l'échantillon, qui peuvent augmenter les erreurs systématiques pendant l'évaluation de la résistance à la flexion biaxiale de plus de 5% [155]. Par exemple, si le contact entre la surface du piston et la surface de l'échantillon n'est pas un contact intime surface plane contre surface plane, la distribution des charges au sein de l'échantillon sera modifiée [156]. Pour cette raison, une surveillance particulière du piston avait été réalisée avant chaque test de fatigue afin d'assurer une surface plane à l'extrémité du piston de charge.

Ensuite, la résistance à la flexion bi-axiale a été calculée en utilisant le coefficient de Poisson. En absence de données fiables en ce qui concerne les différents biomatériaux,

la norme ISO recommande l'utilisation d'une valeur de 0.25 pour ce coefficient [112]. Toutefois, une valeur faussée du coefficient de Poisson pourrait avoir un impact non-négligeable ($\pm 3.5\%$) sur la valeur calculée de la résistance à la flexion bi-axiale [155]. Ainsi, les valeurs du coefficient de Poisson retrouvées suite aux expériences de Alamoush et al., 2018, Belli et al., 2016, Uchikura et al., 2022, Lucsanzsky and Ruse, 2020 ont été utilisées pour calculer la résistance à la flexion bi-axiale. Il semblerait intéressant de calculer le coefficient de Poisson dans le cadre d'une seule étude, afin de garantir la comparabilité de ces données [149–152].

Dernièrement, la norme ISO 6872 recommande l'insertion d'un film non-rigide de 0.05 mm en épaisseur entre les billes et l'échantillon mais aussi entre le piston et l'échantillon afin d'optimiser la distribution de la charge dans l'échantillon, réduire le stress de contact entre le piston et l'échantillon et réduire les frottements entre les billes et l'échantillon [112]. Alors que son utilisation semble importante et bénéfique, les conséquences de la présence du film sur les valeurs de la résistance à la flexion biaxiale restent incertaines [156].

On conclut donc que les valeurs de la résistance à la flexion bi-axiale pourraient être légèrement surévaluées dans la présente étude. Le test P3B reste néanmoins un test de flexion biaxiale simple, décrit par la norme ISO 6872 [112]. La cohérence de l'ordre de grandeur des résultats obtenus comparés à la littérature permet toutefois de valider le montage du test P3B et de l'utiliser pour la simulation du bruxisme.

La vitrocéramique au disilicate de lithium **EMX**, choisie en guise de biomatériau de référence, a présenté la plus haute résistance à la flexion bi-axiale – $437,23 \pm 80.92$ MPa en moyenne. La densité et la distribution homogène des cristaux au sein de la matrice vitreuse semble expliquer la haute résistance à la flexion bi-axiale : les éventuelles fissures créées pendant l'application de la charge seraient piégées au sein des cristaux [157].

Suivent ensuite les composites à charges dispersées, dans l'ordre, **GRA = CER270 = CER**.

En ce que concerne **CER270**, tout nouveau sur le marché, la haute résistance semblerait associée à la technologie FSC (Full Coverage Silane Coating, enrobage silane

avec recouvrement complet) [14]. Le fabricant ne propose pas d'éléments supplémentaires pour la compréhension de la technologie FSC. Cependant, le silane est le liant le plus fréquemment utilisé pour relier les charges (filler) et les matrices [158]. Aussi, le silane permet une meilleure dispersion et mouillabilité des particules de filler [158] et permettrait peut-être une meilleure adhérence entre la partie organique et inorganique au sein du biomatériau.

Pour **CER**, la distribution uniforme des agrégats de nanoparticules rondes au sein de la matrice polymère [159] expliquerait ces propriétés mécaniques bien au-delà du minimum exigé par la norme ISO 6872 .

Toutefois, la fraction massique des charges céramiques semble être associée aux propriétés mécaniques [159]. Une fraction massique de charge minérale augmentée de 15% pour **GRA** expliquerait une résistance à la flexion biaxiale plus élevée obtenue pour **GRA** comparée à la résistance mécanique de **CER** après trempage ou sablage. De plus, **CER270** et **GRA** sont polymérisés sous haute pression à haute température. Il semblerait que ce type de polymérisation augmente de façon importante les propriétés mécaniques des biomatériaux [11,63].

Enfin, le PICN **ENA** a montré la plus faible résistance à la flexion bi-axiale –149MPa en moyenne. La microstructure du PICN explique les moindres propriétés mécaniques : malgré l'injection du polymère à haute pression, des vides persistent au sein du réseau feldspathique [159] ce qui diminue fatalement la résistance au stress en flexion.

Afin de simuler l'impact des forces exercées sur les différents biomatériaux chez le bruxeur, il semblerait nécessaire que les échantillons testés suivent les mêmes étapes de préparation mécanique que les futures réhabilitations prothétiques [160]. Ainsi, après l'usinage, la découpe et le polissage des échantillons, certains ont été sablés. Par contre, les résultats ont montré que les échantillons sablés présentaient une résistance à la flexion biaxiale diminuée par rapport aux échantillons non sablés, pour tous les biomatériaux ($p < 0.05$) à l'exception de **ENA**. Ces résultats ne sont pas surprenants, car le sablage crée des micro-défauts de surface, donc une multitude de points de départ pour une éventuelle fissure, menant par la suite à une fracture [113]. L'utilité clinique du sablage est néanmoins incontestable, car il augmente la surface de collage et donc améliore le

pronostic de survie à long terme des réhabilitations prothétiques [160]. Toutefois, en clinique, le sablage est suivi du collage, et la colle vient combler les défauts de surface créés pendant le sablage. Dans cette étude, il a été choisi de tester, dans un premier temps, les propriétés intrinsèques des biomatériaux, sans faire appel aux systèmes de collage, qui modifieraient davantage les propriétés mécaniques observées. Par conséquent, pour les échantillons soumis à la fatigue, le sablage n'a pas été réalisé.

Une détérioration des propriétés mécaniques après « vieillissement » en milieu humide a été suggérée, pour les composites mais aussi les céramiques [115,161–163]. La simulation du bruxisme étant réalisée en condition d'humidité 98% à 37°C dans le cadre de cette étude, il était nécessaire de comparer les données obtenues avec des échantillons conservés pendant la même période dans les mêmes conditions. Ainsi, un groupe de 5 échantillons de chaque biomatériau **trempe pendant 10 jours** a été testé. La littérature atteste d'un plateau de saturation de l'absorption aqueuse qui débute aux alentours de 10 jours [130], ce qui est cohérent avec la présente expérience. Si l'hydratation est un processus lent, une diminution des propriétés mécaniques est toutefois observée.

Au contraire, une étude de 2001 montrait que l'absorption aqueuse resterait marginale, et surtout moins importante depuis l'avènement des monomères de type UDMA [164]. Ce monomère est contenu dans tous les biomatériaux utilisés, à l'exception de la céramique vitreuse **EMX**. Une autre étude ne trouve pas de différence entre la résistance à la fracture de **CER** après 60 jours de trempage [130].

Pour conclure, pour la simulation du bruxisme, des échantillons polis, trempés et non-sablés seront utilisés. Les données issues de la simulation du bruxisme seront ainsi comparées aux données de résistance à la flexion issues d'échantillons polis, trempés 10j, afin d'assurer la comparabilité des expériences.

2.6.1.2. Test de fatigue

2.6.1.2.1. Survie des échantillons après simulation du bruxisme

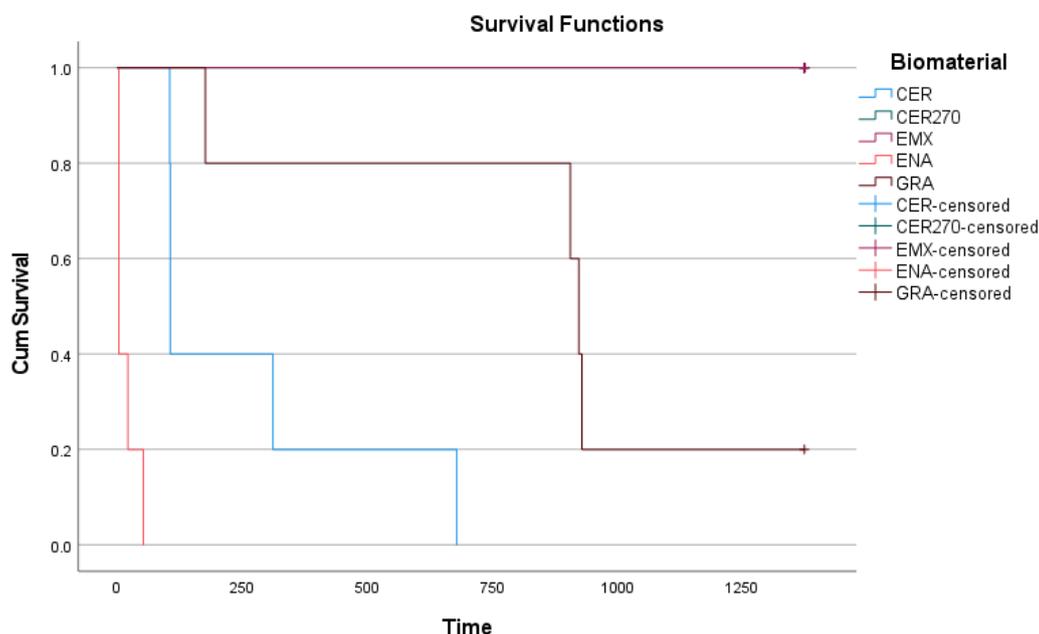


Figure 22. Courbe de survie des échantillons soumis à la simulation du bruxisme pendant 1374 cycles.

Tous les échantillons de **CER270** et **EMX** (n=5) ont survécu sans fracture pendant la durée entière de la simulation, soit 1372 cycles Mastication + Bruxisme, soit plus de 214 000 cycles de fatigue. Un seul échantillon de **GRA** a survécu au test de fatigue réalisé. La médiane de survie des différents groupes de biomatériaux est illustrée dans le **Tableau 9**.

Tableau 9. Médiane de survie après le test de fatigue des différents biomatériaux

Biomatériau	Médiane de survie (en cycles de fatigue, 1372 cycles Mastication + Bruxisme maximum)	Nombre d'échantillons ayant survécu
ENA	3 cycles	0/5
CER	106 cycles	0/5
CER270	1372 cycles	5/5
GRA	923 cycles	1/5
EMX	1372 cycles	5/5

Les courbes de survie Kaplan Meier sont présentées en **Figure 22**. Le test de survie Log Rank pour les 5 biomatériaux ne montre pas de différence statistiquement significative (p=0.124, Annexe3). En effet, les courbes de survie de **EMX** et **CER270** sont

identiques car les 5 échantillons soumis à la fatigue ont survécu, mais les courbes de survie de **CER**, **ENA** et **GRA** sont différentes. De ce fait, le test Log Rank comparant la survie de **CER**, **ENA** et **GRA** seulement a été réalisé. Ce dernier test montre une différence statistiquement significative entre la survie de ces 3 biomatériaux ($df=2$, $p<0.01$).

L'hypothèse nulle a donc été rejetée pour **CER**, **ENA** et **GRA** : il n'a pas été démontré que les biomatériaux organo-minéraux présentent une résistance à la fatigue par simulation du bruxisme similaire aux disilicates de lithium. En revanche, une résistance mécanique similaire à **EMX** a été observée pour **CER270**.

2.6.1.2.2. Observation des échantillons après fatigue



Figure 23. Imagerie en microscopie optique à réflexion des échantillons après fatigue et coloration au bleu de méthylène, grandissement X5 et X20. Colonne gauche CER270 – Cerasmart 270, colonne droite G – Grandio

L'observation à l'œil nu des échantillons restés intègres suite à la simulation du bruxisme après coloration par bleu de méthylène montre une dyschromie bleue au niveau des bords des échantillons uniquement. Aucune fissure ou fracture ne sont visibles.

L'observation en microscopie optique relève un état de surface poli avec des stries longitudinales, multidirectionnelles. Ces stries sont visibles sur les échantillons de

CER270 mais aussi GRA (**Figure 23**) et étaient déjà observées lors de la visualisation des échantillons avant fatigue. Certaines stries de polissages ont été davantage colorées par le bleu de méthylène (**Figure 23**). Les échantillons de Grandio montrent des défauts de surface multiples jusque 50 µm de grand axe, aléatoirement mais uniformément repartis sur la surface des échantillons, défauts qui avaient été retrouvées sur les échantillons avant fatigue.

Aucune fissure ou fêlure après fatigue n'a été observée sur les échantillons de CER270, GRA ou EMX restés intacts après le test de fatigue.

2.6.1.2.3. Résistance à la flexion bi-axiale après fatigue

La résistance à la flexion biaxiale semble diminuer après fatigue par flexion bi-axiale, comparée aux échantillons non fatigués trempés pendant 10 jours.

Tableau 10. Résistance à la flexion bi-axiale (MPa) avant/après fatigue pour EMX et CER270

Biaxial_S				
	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error
CER270ftg	5	224.7280	14.99519	6.70605
CER270wtr	5	307.1720	22.95401	10.26535
EMXftg	5	431.7960	75.42092	33.72926
EMXwtr	5	465.2840	16.61449	7.43023

La résistance après simulation du bruxisme est de 224.72 ± 14.99 MPa pour **CER270** et de 431.79 ± 75.42 MPa pour **EMX**. Les résultats sont présentés sous forme de moyenne et déviation standard mais aussi de boîte à moustache avec les percentiles respectifs **Tableau 10**, **Figure 24**. Il est important de noter que pour le **CER270**, après trempage, une valeur dite aberrante de 347.76 MPa, soit 15% au-dessus de la médiane des valeurs mécaniques est observée. Pour **EMX**, deux valeurs aberrantes sont observées.

L'hypothèse de normalité a été rejetée pour ces données. Un test non paramétrique, Kruskal-Wallis a été réalisé. Aucune différence statistiquement significative n'a pu être mise en évidence entre **CERwtr** et **CERftg** ($p=0.165$), entre **EMXwtr** et **EMXftg** ($p=0.392$), ni entre **CERwtr** et **EMXwtr** ($p=0.112$). En revanche, une différence statistiquement significative existe entre **EMXftg** et **CERftg** ($p=0.023$). Les résultats du test statistique peuvent être retrouvés en annexes.

Malgré une absence de différence statistiquement significative avant/après fatigue, une tendance vers une diminution de la résistance mécanique après fatigue est néanmoins observée. Après fatigue, la valeur moyenne de résistance à la flexion bi-axiale diminue de 26,84% pour **CER270** et de 7,19% pour **EMX**.

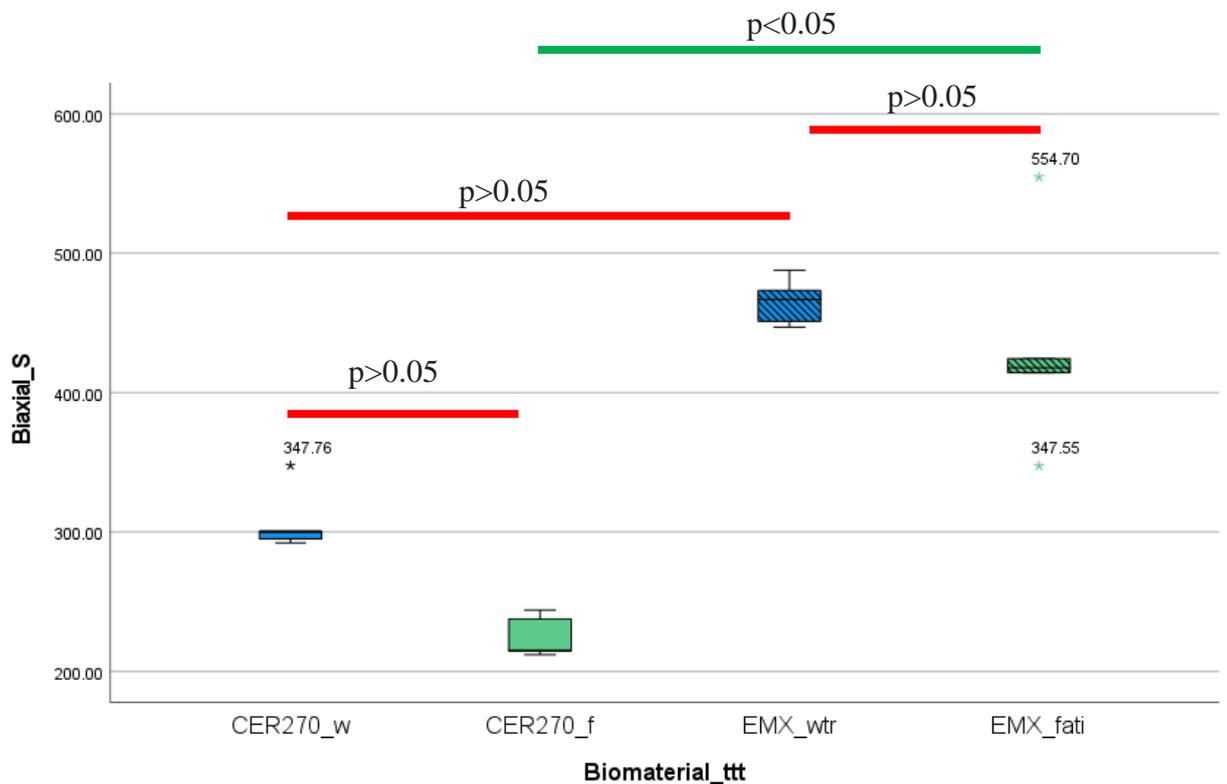


Figure 24. Résistance à la flexion bi-axiale(Mpa) de CER270 et EMX avant et après fatigue, boîte à moustaches

Les étoiles illustrent des données aberrantes.

2.6.1.2.4. Discussion du test de fatigue

L'objectif principal de la présente étude était de déterminer si une différence existe entre la résistance à la flexion bi-axiale après simulation du bruxisme de Cerasmart 270, Cerasmart, Grandio, Enamic et Emax. En raison des résultats obtenus, l'hypothèse nulle est partiellement rejetée. Les biomatériaux étudiés réagissent différemment à la fatigue par flexion bi-axiale à l'exception de **CER270**. Compte tenu des limites de cette étude, **CER270** présente une survie après fatigue par simulation du bruxisme similaire à **EMX**.

Dans la présente étude, les échantillons utilisés étaient des disques. Toutefois, dans une situation clinique, les restaurations prothétiques ont une géométrie complètement différente. De plus, l'étude des propriétés mécaniques des couronnes/onlays/inlays fait intervenir plusieurs variables difficilement voire non contrôlables : la forme et la position de la préparation, le substrat de préparation, la colle ou le ciment et leur épaisseur, l'adaptation marginale, les coefficients d'expansion thermique [107,165,166]. C'est la raison pour laquelle, dans un premier temps, il a été convenu d'étudier les propriétés mécaniques des biomatériaux pris individuellement.

La communauté scientifique est d'accord sur le fait que l'évaluation statique des propriétés mécaniques des biomatériaux est un faible élément de prédiction du comportement mécanique de ce même matériau *in vivo* [116]. Le stress occlusal, le milieu humide mais aussi les variations de température sont susceptibles de changer le comportement mécanique des biomatériaux. Ainsi, pour estimer leur performance clinique, les biomatériaux devraient être étudiés sans négliger la détérioration induite par la fatigue chimique, thermique et mécanique [116,162,163,167,168]. La fatigue mécanique est un modèle de rupture qui survient à cause des fissures progressives après soumission à des contraintes répétées plus petites que la résistance du matériau [107]. Plus particulièrement, la fatigue par flexion bi-axiale semble un choix adapté pour la simulation du bruxisme [116,169].

Pour l'étude de la fatigue, une approche en escalier est souvent utilisée [116,119,120]. Selon les différents auteurs, le caractère répétitif et sous-critique des charges confère à ces tests une grande valeur prédictive de la longévité clinique des biomatériaux [120]. Mais l'approche par escalier ne tient pas compte de l'usage intra-oral des biomatériaux,

avec des temps de repos et des charges variables [116]. De plus, l'approche en marche d'escalier tolère une grande variabilité de protocoles. Par exemple, pour une étude similaire de fatigue par flexion bi-axiale, avec un design P3B (piston sur 3 billes), Wendler *et al.* avaient utilisé en 2018 une charge représentant entre 57% et 70% de la charge maximale de rupture des biomatériaux, en adaptant à la fois la charge et la fréquence d'application de la charge pour chacun des biomatériaux [116]. Ainsi, dans l'étude de 2018, les charges maximales étaient comprises entre 125 MPa (utilisé pour l'Enamic) et 350MPa (utilisé pour l'Emax) et les fréquences étaient de 5Hz (Enamic) à 10Hz (Emax et Cerasmart) [116]. Du fait de la variation des protocoles en fonction des biomatériaux, les conclusions cliniques réalisées sont discutables.

Dans la présente étude, une simulation des forces intra-orales existant chez le bruxeur a été réalisée. La fatigue des échantillons avec 1372 cycles de MAS et BRU soit plus de 200k cycles de fatigue, réalisée pendant 72h, correspondrait à une année d'utilisation *in vivo*.

Le nombre de cycles de mastication avant déglutition est variable en fonction de la santé orale de l'individu mais aussi de la consistance et de la granulométrie des aliments. Selon une étude clinique réalisée en 2018, il n'a pas de différence significative entre le nombre de cycles avant déglutition chez les bruxeurs ou les non-bruxeurs [170]. Cependant, le nombre moyen de cycles de mastication dans la population atteinte de bruxisme était estimé à 37.07 ± 12.09 cycles par repas (évaluation de la mastication d'un aliment-type cacahuète). Dans la présente étude, en raison des contraintes informatiques (nombre limité d'événements élémentaires programmables) le nombre de cycles de mastication a été fixé à 12, suivis d'une « déglutition » de 2s [171] avec 12 « prises alimentaires » ou « déglutitions » par « repas », ce qui pourrait représenter une sous-évaluation de la fatigue pendant la période estimée.

Les fréquences d'application des charges, ce qui équivaut à la fréquence des cycles de mastication, de 1 Hz et de 0.66Hz restent raisonnables voire diminuées par rapport à la littérature [116,169]. Il a été suggéré que des fréquences jusque 2Hz peuvent être utilisées pour les tests de fatigue, afin de correspondre au seuil maximal de fréquence des cycles de mastication [115]. L'utilisation des faibles fréquences d'application de charges est donc une approche biomimétique, mais très chronophage. En revanche, les faibles

fréquences permettent d'éviter le réchauffement des biomatériaux testés et, par conséquence, la modification de leurs propriétés viscoélastiques [115].

Le choix des forces appliquées pendant la fatigue : 50N pour les cycles de mastication correspond aux données de la littérature [99]. Pour les événements de mastication, une pression de 15,92MPa (soit 50N) était donc appliquée à l'échantillon dans la présente étude. Pour comparaison, l'équipe de Initoche étudie, toujours avec un design P3B, les modifications de la résistance à la flexion bi-axiale pour des céramiques à base d'alumine ou zircone après fatigue, utilisant une charge de 50N à une fréquence de 1Hz [169].

En ce qui concerne les événements de bruxisme, une charge de 130N (soit 41.4MPa) était appliquée aux échantillons et maintenue pendant 0.5s. En absence de données de la littérature conclusifs en ce que concerne les forces intra-orales exercées chez les bruxomanes, la charge de bruxisme a été choisie afin de dépasser la charge de mastication (ici, force de BRU= 2.6 * force de MAS) sans pour autant dépasser la charge de rupture pour les différents biomatériaux et tout en restant inférieure à la FOMV [28,99,119]. Afin de garantir la comparabilité des résultats de fatigue obtenus, une standardisation du protocole pour tous les biomatériaux a été réalisée dans la présente étude.

Les valeurs assez faibles de résistance à la flexion bi-axiale de ENA retrouvés dans la littérature [113,172] et confirmés pour ce protocole avant fatigue (**Figure 21**, page 46) expliquent la défaillance au test de fatigue pour ce matériau PICN (**Figure 22**). En effet, la soumission des échantillons à une fatigue cyclique par une charge de 130N mène à une fracture accélérée. Même si les fabricants revendiquent des propriétés d'absorption des forces [67], la littérature s'accorde pour souligner que les PICN ont une faible résistance à la flexion bi-axiale [119] et une faible résistance à la fatigue par flexion bi-axiale – 81,8MPa pour 100000 cycles et une fréquence de 10Hz [119]. De plus, l'étude de Niem [173] montre que les PICN ont une moindre capacité à dissiper l'énergie élastiquement. Dans une autre étude in vitro, où des overlays sont collés à des molaires extraites et soumis à une fatigue thermique et mécanique (1.2 millions de cycles à 98N), Enamic montre le taux de survie le plus bas – 37,5% – comparé à Emax Cad - 50% [174]. Dans l'avenir proche, les PICN de nouvelle génération telle que décrites par Eldafrawy en 2018 [175], laissent entrevoir un meilleur comportement à cette catégorie de matériaux.

En ce que concerne le bloc de composite à charge dispersées **GRA**, il n'existe que très peu de données de littérature au sujet de sa résistance à la fatigue. Belli avait évalué la résistance à la fatigue par flexion en 4 points, par approche en escalier, du GrandioSO (Voco), le précurseur en technique directe de Grandio, et semble avoir mis en évidence une dégradation de la résistance à la fatigue similaire à Emax (Ivoclar) [120]. Quant à l'équipe de Rosentrit, l'étude de 2017 se concentre sur les blocs de Grandio [176], en concluant que ce biomatériau présente des propriétés mécaniques similaires à la céramique au disilicate de lithium. Les résultats divergents par rapport au taux de survie de **GRA** peuvent s'expliquer par la différence notable entre les tests appliqués : Rosentrit [176] utilise un simulateur de mastication (1.2 millions de cycles de charge de 50N à une fréquence de 1.6Hz) et des couronnes scellées ou collées. Toutefois, dans la présente étude, une médiane de survie de **GRA** considérablement supérieure à **ENA** ou bien **CER**, mais inférieure à **CER270** et **EMX**, est observée. Une répétition de l'expérience avec un nombre d'échantillons plus important serait souhaitable.

Selon les données de la littérature, **CER** aurait dû présenter des taux de survie à la fatigue comparables aux céramiques au disilicate de lithium : Niem décrit, pour **CER**, un module de résilience comparable au **EMX**, une ténacité et une reprise élastique supérieures au **EMX** [173]. Il semblerait toutefois, que la résilience de **CER** n'ait pas été suffisante pour résister à une charge répétée de 130 N. Des recherches supplémentaires seraient nécessaires afin de comprendre la raison de la fracture prématurée de **CER**. Une étude fractographique pourrait être proposée pour analyser l'origine des fractures catastrophiques observées.

Il est intéressant de noter que **CER** et **CER270** présentent des médianes de survie à la fatigue par simulation du bruxisme très différentes. De toute évidence, la nouvelle version des blocs Cerasmart – **CER270** – a des propriétés mécaniques supérieures. Comme mentionné précédemment, sans données supplémentaires en ce qui concerne la technologie FCS de **CER270**, et surtout compte tenu de la composition identique des deux biomatériaux, il est difficile de conclure à l'origine de cette différence.

Les résultats montrent aussi une tendance à la perte de résistance à la fracture biaxiale après fatigue pour le composite **CER270** et pour la vitrocéramique **EMX**, sans qu'une différence statistiquement significative ait pu être mise en évidence entre la résistance

mécanique des échantillons respectifs avant/ après fatigue. Cependant, dans une autre étude, avec un montage de flexion de type 4 points, dans le cadre d'une approche en marche d'escalier, une perte jusque 53.4% de la résistance à la flexion de **EMX** après 10k cycles de fatigue mécanique a déjà été rapportée [120].

Devant un nombre d'échantillons testés limité mais surtout compte tenu de l'absence de normalité des données recueillies, la poursuite de l'étude, avec un nombre d'échantillons plus important, pourra apporter plus d'éléments pour la compréhension de l'évolution des propriétés mécaniques après une fatigue simulant le bruxisme.

Au final, deux biomatériaux ont survécu au test de simulation du bruxisme : **CER270** et le contrôle **EMX**. On aurait pu conclure à la similarité des propriétés mécaniques de ces deux matériaux. Toutefois, la littérature insiste sur la fragilité à long-terme des céramiques : un essai ayant simulé 4 ans de mise en fonction (des forces occlusales variant de 50N à 500N) des couronnes en biomatériaux organo-minéraux (dont Cerasmart) comparées aux disilicates montre que les couronnes en Emax (**EMX**) présentent une quantité supérieure de dégâts (fêlure/fissure) comparées aux composites, sans mettre en évidence des fractures catastrophiques [166]. De plus, les blocs composites présentent l'avantage d'une meilleure usinabilité, d'une absence de traitement thermique après usinage, et d'une adaptation intra-orale facilitée [11].

L'observation des échantillons ayant survécu à la simulation du bruxisme a été réalisée afin de mettre en évidence d'éventuelles fissures ou fêlures en rapport avec la fatigue [115]. Des colorants ont déjà été utilisés pour la visualisation des craquelures après fatigue [165,166].

La coloration au bleu de méthylène en périphérie des échantillons composites **CER270** et **GRA** pourrait être expliquée par le caractère poreux des résines composites et l'absence de polissage sur le bord circulaire de l'échantillon. Quant à la céramique **EMX**, l'absence de coloration pourrait être expliquée par l'absence de porosités en surface [157]. Les stries longitudinales observées à la surface des échantillons représentent l'état de surface classique des biomatériaux de restauration prothétique après polissage. Ces stries ont été retrouvées sur tous les biomatériaux observés.

Il est intéressant de noter que, pour les échantillons ayant survécu après la simulation du bruxisme, aucune fissure ou fêlure n'a été mise en évidence. La littérature suggère que les composites à charges dispersées hautement chargés présentent une résistance importante à la propagation des fêlures sous-critiques, des ruptures catastrophiques survenant plus rapidement [177]. Ainsi, pour **GRA**, par exemple, nous retrouvons une médiane de survie des échantillons à 929 cycles sans pour autant visualiser des fêlures sur l'échantillon ayant survécu à la fatigue pendant 1372 cycles. Une augmentation du temps de simulation et du nombre d'échantillons serait donc nécessaire afin de mettre en évidence la propagation des fissures.

En perspective, une fatigue thermique en plus de la fatigue mécanique pourrait compléter le banc d'essai actuel. De plus, une observation en microscopie à plus grande échelle des faciès de fracture mais aussi de la surface des échantillons ayant survécu après le test mécanique apportera davantage d'éléments pour la compréhension des modes de fracture des échantillons soumis à la fatigue par simulation du bruxisme.

2.7. Perspectives et conclusions

Afin de rapprocher davantage les conditions de simulation du bruxisme de la réalité clinique, plusieurs modifications du protocole de fatigue peuvent être proposées :

- alternance de la température pendant l'essai (thermocyclage) : ou avant l'essai ;
- immersion dans l'eau de l'échantillon testé pendant l'expérience ;
- augmentation du nombre de « mastications » et de la force de mastication ;
- augmentation du nombre d'événements de bruxisme ;
- augmentation du temps de simulation.

Des nouveaux outils de mesure de l'activité bruxomane ont été décrits en 2019 [178]. L'exploitation des données issues de cette gouttière d'enregistrement nocturne du bruxisme permettrait de réaliser une simulation « evidence-based » de cette activité musculaire.

Pour conclure, les biomatériaux étudiés présentent des propriétés mécaniques différentes. Dans le cadre de la présente étude, **CER**, **ENA** et **GRA** présentent une résistance à la fatigue par simulation du bruxisme différente par rapport à la vitrocéramique au disilicate de lithium. En revanche, **CER270** semble avoir un comportement mécanique similaire à **EMX** dans le cadre d'une fatigue simulant le bruxisme. L'expérience a montré également qu'une tendance pour la diminution de la résistance à la flexion bi-axiale existe après fatigue par simulation du bruxisme. Néanmoins, le nombre limité d'échantillons dans la présente étude impose de relativiser les résultats obtenus jusque-là. Des données supplémentaires sont nécessaires avant de conclure avec certitude.

Devant les tendances obtenues et à la vue des arguments scientifiques de la littérature, Cerasmart 270 peut être proposé pour la réalisation d'un essai clinique investiguant l'évolution des restaurations prothétiques chez les bruxeurs.

Annexes

1. Comparaison de la résistance à la flexion

Résultats bruts du logiciel SPSS2022.

Levene's Test of Equality of Error Variances^{a,b}

Material			Levene Statistic	df1	df2	Sig.
CER	Biaxial_S	Based on Mean	.976	2	12	.405
		Based on Median	.238	2	12	.792
		Based on Median and with adjusted df	.238	2	9.398	.793
		Based on trimmed mean	.940	2	12	.418
CER270	Biaxial_S	Based on Mean	3.676	2	12	.057
		Based on Median	1.954	2	12	.184
		Based on Median and with adjusted df	1.954	2	8.022	.203
		Based on trimmed mean	3.431	2	12	.066
EMX	Biaxial_S	Based on Mean	13.118	2	12	<.001
		Based on Median	2.851	2	12	.097
		Based on Median and with adjusted df	2.851	2	5.424	.143
		Based on trimmed mean	12.592	2	12	.001
ENA	Biaxial_S	Based on Mean	4.168	2	12	.042
		Based on Median	.321	2	12	.732
		Based on Median and with adjusted df	.321	2	6.800	.736
		Based on trimmed mean	3.870	2	12	.050
GRA	Biaxial_S	Based on Mean	.375	2	12	.695
		Based on Median	.131	2	12	.879
		Based on Median and with adjusted df	.131	2	10.744	.879
		Based on trimmed mean	.335	2	12	.722

Tests the null hypothesis that the error variance of the dependent variable is equal across groups.

a. Dependent variable: Biaxial_S

b. Design: Intercept + Treatment

Levene's Test of Equality of Error Variances^{a,b}

Treatment			Levene Statistic	df1	df2	Sig.
dry	Biaxial_S	Based on Mean	6.834	4	20	.001
		Based on Median	1.712	4	20	.187
		Based on Median and with adjusted df	1.712	4	9.445	.227
		Based on trimmed mean	6.549	4	20	.002
sbl	Biaxial_S	Based on Mean	7.606	4	20	<.001
		Based on Median	1.122	4	20	.374
		Based on Median and with adjusted df	1.122	4	14.321	.384
		Based on trimmed mean	7.054	4	20	.001
wtr	Biaxial_S	Based on Mean	.194	4	20	.939
		Based on Median	.123	4	20	.973
		Based on Median and with adjusted df	.123	4	15.071	.972
		Based on trimmed mean	.164	4	20	.954

Tests the null hypothesis that the error variance of the dependent variable is equal across groups.

a. Dependent variable: Biaxial_S

b. Design: Intercept + Material

Modified Breusch-Pagan Test for Heteroskedasticity^{a,b,c}

Treatment	Chi-Square	df	Sig.
dry	8.332	1	.004
sbl	2.963	1	.085
wtr	.031	1	.861

a. Dependent variable: Biaxial_S

b. Tests the null hypothesis that the variance of the errors does not depend on the values of the independent variables.

c. Predicted values from design: Intercept + Material

Modified Breusch-Pagan Test for Heteroskedasticity^{a,b,c}

Material	Chi-Square	df	Sig.
CER	1.427	1	.232
CER270	3.072	1	.080
EMX	.797	1	.372
ENA	2.494	1	.114
GRA	.255	1	.613

a. Dependent variable: Biaxial_S

b. Tests the null hypothesis that the variance of the errors does not depend on the values of the independent variables.

c. Predicted values from design: Intercept + Treatment

Tests of Between-Subjects Effects

Dependent Variable: Biaxial_S

Treatment	Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.	Partial Eta Squared	Noncent. Parameter	Observed Power ^b
dry	Corrected Model	209917.426 ^a	4	52479.356	26.083	<.001	.839	104.333	1.000
	Intercept	2213170.189	1	2213170.189	1099.984	<.001	.982	1099.984	1.000
	Material	209917.426	4	52479.356	26.083	<.001	.839	104.333	1.000
	Error	40240.026	20	2012.001					
	Total	2463327.641	25						
	Corrected Total	250157.452	24						
sbl	Corrected Model	35183.607 ^c	4	8795.902	13.684	<.001	.732	54.734	1.000
	Intercept	713127.001	1	713127.001	1109.392	<.001	.982	1109.392	1.000
	Material	35183.607	4	8795.902	13.684	<.001	.732	54.734	1.000
	Error	12856.171	20	642.809					
	Total	761166.780	25						
	Corrected Total	48039.779	24						
wtr	Corrected Model	293785.298 ^d	4	73446.325	156.534	<.001	.969	626.136	1.000
	Intercept	2034068.604	1	2034068.604	4335.150	<.001	.995	4335.150	1.000
	Material	293785.298	4	73446.325	156.534	<.001	.969	626.136	1.000
	Error	9384.076	20	469.204					
	Total	2337237.978	25						
	Corrected Total	303169.374	24						

a. R Squared = .839 (Adjusted R Squared = .807)

b. Computed using alpha = .05

c. R Squared = .732 (Adjusted R Squared = .679)

d. R Squared = .969 (Adjusted R Squared = .963)

Tests of Between-Subjects Effects

Dependent Variable: Biaxial_S

Material	Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.	Partial Eta Squared	Noncent. Parameter	Observed Power ^b
CER	Corrected Model	45497.650 ^a	2	22748.825	31.384	<.001	.840	62.769	1.000
	Intercept	710544.942	1	710544.942	980.273	<.001	.988	980.273	1.000
	Treatment	45497.650	2	22748.825	31.384	<.001	.840	62.769	1.000
	Error	8698.125	12	724.844					
	Total	764740.717	15						
	Corrected Total	54195.775	14						
CER270	Corrected Model	85854.680 ^c	2	42927.340	87.659	<.001	.936	175.318	1.000
	Intercept	964685.062	1	964685.062	1969.915	<.001	.994	1969.915	1.000
	Treatment	85854.680	2	42927.340	87.659	<.001	.936	175.318	1.000
	Error	5876.507	12	489.709					
	Total	1056416.249	15						
	Corrected Total	91731.187	14						
EMX	Corrected Model	175268.806 ^d	2	87634.403	33.579	<.001	.848	67.158	1.000
	Intercept	2112235.324	1	2112235.324	809.342	<.001	.985	809.342	1.000
	Treatment	175268.806	2	87634.403	33.579	<.001	.848	67.158	1.000
	Error	31317.798	12	2609.816					
	Total	2318821.928	15						
	Corrected Total	206586.604	14						
ENA	Corrected Model	1593.601 ^e	2	796.801	1.533	.255	.203	3.065	.263
	Intercept	281348.775	1	281348.775	541.165	<.001	.978	541.165	1.000
	Treatment	1593.601	2	796.801	1.533	.255	.203	3.065	.263
	Error	6238.731	12	519.894					
	Total	289181.107	15						
	Corrected Total	7832.332	14						
GRA	Corrected Model	34146.398 ^f	2	17073.199	19.797	<.001	.767	39.593	.999
	Intercept	1088076.888	1	1088076.888	1261.647	<.001	.991	1261.647	1.000
	Treatment	34146.398	2	17073.199	19.797	<.001	.767	39.593	.999
	Error	10349.113	12	862.426					
	Total	1132572.399	15						
	Corrected Total	44495.511	14						

a. R Squared = .840 (Adjusted R Squared = .813)

b. Computed using alpha = .05

c. R Squared = .936 (Adjusted R Squared = .925)

d. R Squared = .848 (Adjusted R Squared = .823)

e. R Squared = .203 (Adjusted R Squared = .071)

f. R Squared = .767 (Adjusted R Squared = .729)

Multiple Comparisons

Dependent Variable: Biaxial_S

Tukey HSD

Material	(I) Treatment	(J) Treatment	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
						Lower Bound	Upper Bound
CER	dry	sbl	134.6282*	17.02755	<.001	89.2010	180.0554
		wtr	59.8492*	17.02755	.011	14.4220	105.2764
	sbl	dry	-134.6282*	17.02755	<.001	-180.0554	-89.2010
		wtr	-74.7790*	17.02755	.002	-120.2062	-29.3518
	wtr	dry	-59.8492*	17.02755	.011	-105.2764	-14.4220
		sbl	74.7790*	17.02755	.002	29.3518	120.2062
CER270	dry	sbl	160.4108*	13.99584	<.001	123.0718	197.7498
		wtr	-.1543	13.99584	1.000	-37.4933	37.1847
	sbl	dry	-160.4108*	13.99584	<.001	-197.7498	-123.0718
		wtr	-160.5651*	13.99584	<.001	-197.9041	-123.2261
	wtr	dry	.1543	13.99584	1.000	-37.1847	37.4933
		sbl	160.5651*	13.99584	<.001	123.2261	197.9041
EMX	dry	sbl	213.9889*	32.30985	<.001	127.7906	300.1871
		wtr	-28.0508	32.30985	.670	-114.2491	58.1475
	sbl	dry	-213.9889*	32.30985	<.001	-300.1871	-127.7906
		wtr	-242.0397*	32.30985	<.001	-328.2380	-155.8414
	wtr	dry	28.0508	32.30985	.670	-58.1475	114.2491
		sbl	242.0397*	32.30985	<.001	155.8414	328.2380
ENA	dry	sbl	25.2375	14.42074	.228	-13.2351	63.7101
		wtr	12.0006	14.42074	.691	-26.4720	50.4732
	sbl	dry	-25.2375	14.42074	.228	-63.7101	13.2351
		wtr	-13.2369	14.42074	.640	-51.7095	25.2357
	wtr	dry	-12.0006	14.42074	.691	-50.4732	26.4720
		sbl	13.2369	14.42074	.640	-25.2357	51.7095
GRA	dry	sbl	108.9389*	18.57338	<.001	59.3876	158.4901
		wtr	17.8203	18.57338	.615	-31.7309	67.3716
	sbl	dry	-108.9389*	18.57338	<.001	-158.4901	-59.3876
		wtr	-91.1186*	18.57338	<.001	-140.6698	-41.5673
	wtr	dry	-17.8203	18.57338	.615	-67.3716	31.7309
		sbl	91.1186*	18.57338	<.001	41.5673	140.6698

Based on observed means.

The error term is Mean Square(Error) = 862.426.

*. The mean difference is significant at the .05 level.

Material = CER

Tests of Normality^a

	Treatment	Kolmogorov-Smirnov ^b			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Biaxial_S	dry	.208	5	.200*	.891	5	.361
	sbl	.294	5	.183	.847	5	.186
	wtr	.308	5	.137	.887	5	.341

*. This is a lower bound of the true significance.

a. Material = CER

b. Lilliefors Significance Correction

Test of Homogeneity of Variance^a

		Levene Statistic	df1	df2	Sig.
Biaxial_S	Based on Mean	.976	2	12	.405
	Based on Median	.238	2	12	.792
	Based on Median and with adjusted df	.238	2	9.398	.793
	Based on trimmed mean	.940	2	12	.418

Material = CER270

Tests of Normality^a

	Treatment	Kolmogorov-Smirnov ^b			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Biaxial_S	dry	.219	5	.200*	.926	5	.567
	sbl	.134	5	.200*	.993	5	.988
	wtr	.417	5	.005	.691	5	.008

*. This is a lower bound of the true significance.

a. Material = CER270

b. Lilliefors Significance Correction

Test of Homogeneity of Variance^a

		Levene Statistic	df1	df2	Sig.
Biaxial_S	Based on Mean	3.676	2	12	.057
	Based on Median	1.954	2	12	.184
	Based on Median and with adjusted df	1.954	2	8.022	.203
	Based on trimmed mean	3.431	2	12	.066

a. Material = CER270

Material = EMX

Tests of Normality^a

		Kolmogorov-Smirnov ^b			Shapiro-Wilk		
Treatment		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Biaxial_S	dry	.247	5	.200*	.909	5	.463
	sbl	.254	5	.200*	.828	5	.133
	wtr	.201	5	.200*	.952	5	.749

*. This is a lower bound of the true significance.

a. Material = EMX

b. Lilliefors Significance Correction

Test of Homogeneity of Variance^a

		Levene Statistic	df1	df2	Sig.
Biaxial_S	Based on Mean	13.118	2	12	<.001
	Based on Median	2.851	2	12	.097
	Based on Median and with adjusted df	2.851	2	5.424	.143
	Based on trimmed mean	12.592	2	12	.001

a. Material = EMX

Material = ENA

Tests of Normality^a

	Treatment	Kolmogorov-Smirnov ^b			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Biaxial_S	dry	.355	5	.039	.733	5	.021
	sbl	.242	5	.200*	.915	5	.501
	wtr	.145	5	.200*	.987	5	.968

*. This is a lower bound of the true significance.

a. Material = ENA

b. Lilliefors Significance Correction

Test of Homogeneity of Variance^a

		Levene Statistic	df1	df2	Sig.
Biaxial_S	Based on Mean	4.168	2	12	.042
	Based on Median	.321	2	12	.732
	Based on Median and with adjusted df	.321	2	6.800	.736
	Based on trimmed mean	3.870	2	12	.050

a. Material = ENA

Material = GRA

Tests of Normality^a

	Treatment	Kolmogorov-Smirnov ^b			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Biaxial_S	dry	.223	5	.200*	.871	5	.272
	sbl	.275	5	.200*	.887	5	.341
	wtr	.169	5	.200*	.982	5	.947

*. This is a lower bound of the true significance.

a. Material = GRA

b. Lilliefors Significance Correction

Test of Homogeneity of Variance^a

		Levene Statistic	df1	df2	Sig.
Biaxial_S	Based on Mean	.375	2	12	.695
	Based on Median	.131	2	12	.879
	Based on Median and with adjusted df	.131	2	10.744	.879
	Based on trimmed mean	.335	2	12	.722

a. Material = GRA

2. Comparaison de la résistance à la flexion avant/après fatigue

Résultats bruts du logiciel SPSS2022

Tests of Normality

Biomaterial_ttt		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Biaxial_S	CER270_f	.338	5	.063	.804	5	.088
	CER270_w	.417	5	.005	.691	5	.008
	EMX_fati	.339	5	.062	.863	5	.239
	EMX_wtr	.201	5	.200*	.952	5	.748

*. This is a lower bound of the true significance.

a. Lilliefors Significance Correction

**Independent-Samples Kruskal-Wallis
Test Summary**

Total N	20
Test Statistic	16.383 ^a
Degree Of Freedom	3
Asymptotic Sig.(2-sided test)	<.001

a. The test statistic is adjusted for ties.

Pairwise Comparisons of Biomaterial_ttt

Sample 1-Sample 2	Test Statistic	Std. Error	Std. Test Statistic	Sig.	Adj. Sig. ^a
CER270_fatigued-CER270_wtr	-5.200	3.742	-1.390	.165	.988
CER270_fatigued-EMX_fatigued	-10.800	3.742	-2.886	.004	.023
CER270_fatigued-EMX_wtr	-14.000	3.742	-3.742	<.001	.001
CER270_wtr-EMX_fatigued	-5.600	3.742	-1.497	.134	.807
CER270_wtr-EMX_wtr	-8.800	3.742	-2.352	.019	.112
EMX_fatigued-EMX_wtr	-3.200	3.742	-.855	.392	1.000

Each row tests the null hypothesis that the Sample 1 and Sample 2 distributions are the same. Asymptotic significances (2-sided tests) are displayed. The significance level is .050.

a. Significance values have been adjusted by the Bonferroni correction for multiple tests.

3. Analyse de la survie des échantillons

Résultats bruts du logiciel SPSS2022

Tests of Normality

	Biomaterial	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Time	CER	.333	5	.073	.744	5	.026
	CER270	.	5	.	.	5	.
	EMX	.	5	.	.	5	.
	ENA	.335	5	.070	.746	5	.027
	GRA	.341	5	.058	.865	5	.248

a. Lilliefors Significance Correction

Test Log-Rank comparant la survie de EMX, CER270, CER, ENA et GRA

Overall Comparisons

	Chi-Square	df	Sig.
Log Rank (Mantel-Cox)	2.367	1	.124
Breslow (Generalized Wilcoxon)	.957	1	.328
Tarone-Ware	1.575	1	.210

The vector of trend weights is -1, 0, 1. This is the default.

Test Log Rank comparant la survie de CER, ENA et GRA

Overall Comparisons

	Chi-Square	df	Sig.
Log Rank (Mantel-Cox)	21.318	2	<.001

Test of equality of survival distributions for the different levels of Biomaterial.

Overall Comparisons

	Chi-Square	df	Sig.
Log Rank (Mantel-Cox)	.520	1	.471
Breslow (Generalized Wilcoxon)	.445	1	.505
Tarone-Ware	.461	1	.497

The vector of trend weights is -2, -1, 0, 1, 2. This is the default.

Table des Figures et des Tableaux

Figure 1. Amplitude maximale du bruxisme en kgf (1kgf = 9.8N) versus durée du bruxisme en secondes selon Nishigawa 2001.	7
Figure 2. Hypertrophie des muscles masticateurs marquée chez un patient bruxeur....	10
Figure 3. Perte de DVO chez un patient bruxeur.	10
Figure 4. Chipping d'une couronne en Zircon. Crédits photos : Dr Charles Toledano	10
Figure 5. Inlay en or et fracture d'une couronne en Emax monolithique. Crédits photos : Dr Olivier Etienne	14
Figure 6. Ecaillage d'une couronne Zircon. Crédits photo Dr Mike Cotelle	15
Figure 7: Réhabilitation globale chez un patient bruxeur. Emax monolithique et stratifié. Cas suivi au CHU de Strasbourg sous la direction du Dr Etienne. Image personnelle.	16
Figure 8 : Exemples de biomatériaux CFAO : A : Composite nano-hybride Grandio. B : Bloc CFAO hybride absorbant les forces Cerasmart..	17
Figure 9: Composite indirect Targis 20 ans après la pose. Cas traité par Pr Walter B., CHU de Strasbourg. Image personnelle.	22
Figure 10 Courbe de saturation de l'absorption aqueuse pour différents biomatériaux dont GRANDIO et Cerasmart 270. Reprise de Faria et Silva et all (2022)	27
Figure 11. Courbe de saturation de l'absorption aqueuse par différents biomatériaux dont GRANDIO et CERASMART. Reprise de Wandler and col, 2021	27
Figure 12. Blocs de biomatériaux.....	35
Figure 13. Schéma de la cage pour flexion biaxiale, issue de la norme ISO 6872	37
Figure 14. Montage d'essai du test de flexion biaxiale.....	37
Figure 15 Cellule du support de l'échantillon avec 3 billes en acier	38
Figure 16. Cellule support de l'échantillon avec un échantillon.....	38

Figure 17. Graphique de l'évolution de la charge en N et du déplacement (mm) du piston, lors de la flexion bi-axiale jusque fracture de l'échantillon GRA13 poli non sablé trempé 10 jours	38
Figure 18. Paramètres du cycle de fatigue.....	40
Figure 19. Echantillon GRA8 après fracture par flexion bi-axiale.....	42
Figure 20. Signification statistique des comparaisons multiples des valeurs de la résistance à la flexion bi-axiale.	42
Figure 21. Box-plot (boîte à moustaches) avec la médiane et les percentiles de la résistance à la flexion bi-axiale des différents biomatériaux, selon les différents traitements appliqués.	44
Figure 22. Courbe de survie des échantillons soumis à la simulation du bruxisme pendant 1374 cycles.	50
Figure 23. Imagerie en microscopie optique à réflexion des échantillons après fatigue et coloration au bleu de méthylène, grandissement X5 et X20. Colonne gauche CER270 – Cerasmart 270, colonne droite G – Grandio.....	51
Figure 24. Résistance à la flexion bi-axiale(Mpa) de CER270 et EMX avant et après fatigue, boîte à moustaches.....	53

Tableau 1: évaluation du bruxisme proposée par le premier consensus international [4]	4
Tableau 2. Durée et fréquence des épisodes de bruxisme analysés par polysomnographie ou avec des appareils intra-oraux.	5
Tableau 3 tableau récapitulatif des principaux biomatériaux prothétiques.....	18
Tableau 4: taux de survie des restaurations réalisées par CFAO en population générale dans les 10 dernières années.....	19
Tableau 5. Teneur en charges et composition de la phase organique des principaux composites CFAO	23
Tableau 6. Principales propriétés mécaniques et teneur en charge des biomatériaux choisis.....	31
Tableau 7: Description des biomatériaux utilisés dans l'étude.....	36
Tableau 8. Moyenne (déviation standard) MPa de la résistance à la flexion bi-axiale pour les biomatériaux étudiés selon les traitements.....	44
Tableau 9: médiane de survie après le test de fatigue des différents biomatériaux	50
Tableau 10. Résistance à la flexion bi-axiale (MPa) avant/après fatigue pour EMX et CER270	52

[1]

Bibliographie

1. Li Y, Yu F, Niu L, Long Y, Tay FR, Chen J. Association between bruxism and symptomatic gastroesophageal reflux disease: A case-control study. *Journal of Dentistry*. 2018 Oct 1;77:51–8.
2. Ohlmann B, Bömicke W, Habibi Y, Rammelsberg P, Schmitter M. Are there associations between sleep bruxism, chronic stress, and sleep quality? *Journal of Dentistry*. 2018 Jul 1;74:101–6.
3. RAPHAEL KG, SANTIAGO V, LOBBEZOO F. Is bruxism a disorder or a behaviour? Rethinking the international consensus on defining and grading of bruxism. *J Oral Rehabil*. 2016 Oct;43(10):791–8.
4. Lobbezoo F, Ahlberg J, Glaros AG, Kato T, Koyano K, Lavigne GJ, et al. Bruxism defined and graded: an international consensus. *J Oral Rehabil*. 2013 Jan;40(1):2–4.
5. Lobbezoo F, Naeije M. Bruxism is mainly regulated centrally, not peripherally. *J Oral Rehabil*. 2001 Dec;28(12):1085–91.
6. Orthlieb JD, Duminil G. *Le bruxisme tout simplement*. Vol. 1. France: Espace ID; 2015. 336 p.
7. Hajek A, König HH. Prevalence and Correlates of Individuals Screening Positive for Depression and Anxiety on the PHQ-4 in the German General Population: Findings from the Nationally Representative German Socio-Economic Panel (GSOEP). *Int J Environ Res Public Health*. 2020 Oct 27;17(21):E7865.
8. Bäuerle A, Teufel M, Musche V, Weismüller B, Kohler H, Hetkamp M, et al. Increased generalized anxiety, depression and distress during the COVID-19 pandemic: a cross-sectional study in Germany. *J Public Health (Oxf)*. 2020 Nov 23;42(4):672–8.
9. Lobbezoo F, Ahlberg J, Raphael KG, Wetselaar P, Glaros AG, Kato T, et al. International consensus on the assessment of bruxism: Report of a work in progress. *J Oral Rehabil*. 2018 Nov;45(11):837–44.
10. Thayer MarkLT, Ali R. The dental demolition derby: bruxism and its impact - part 3: repair and reconstruction. *Br Dent J*. 2022;232(11):775–82.
11. Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. *J Dent Res*. 2016 May;95(5):487–95.
12. Mainjot AKJ. The One step-No prep technique: A straightforward and minimally invasive approach for full-mouth rehabilitation of worn dentition using polymer-infiltrated ceramic network (PICN) CAD-CAM prostheses. *J Esthet Restor Dent*. 2020 Mar;32(2):141–9.

13. Grandio blocs - Matériaux CFAO | VOCO GmbH [Internet]. [cited 2019 Aug 1]. Available from: <https://www.voco.dental/fr/produits/restaurations-indirectes/materiaux-cfao/grandio-blocs.aspx>
14. CERASMART270 - Force absorbing hybrid ceramic CAD/CAM Block [Internet]. GC EUROPE. [cited 2019 Aug 1]. Available from: <https://www.gceurope.com/products/cerasmart270/>
15. Li Y, Yu F, Niu L, Long Y, Tay FR, Chen J. Association between bruxism and symptomatic gastroesophageal reflux disease: A case-control study. *J Dent*. 2018 Oct;77:51–8.
16. Peck CC. Biomechanics of occlusion – implications for oral rehabilitation. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2016;43(3):205–14.
17. Manfredini D, Restrepo C, Diaz-Serrano K, Winocur E, Lobbezoo F. Prevalence of sleep bruxism in children: a systematic review of the literature. *J Oral Rehabil*. 2013 Aug;40(8):631–42.
18. Manfredini D, Ahlberg J, Winocur E, Lobbezoo F. Management of sleep bruxism in adults: a qualitative systematic literature review. *J Oral Rehabil*. 2015 Nov;42(11):862–74.
19. Nadler SC. Bruxism, a classification: critical review. *J Am Dent Assoc*. 1957 May;54(5):615–22.
20. Sato S, Sasaguri K, Ootsuka T, Saruta J, Miyake S, Okamura M, et al. Bruxism and Stress Relief. *Novel Trends in Brain Science: Brain Imaging, Learning and Memory, Stress and Fear, and Pain*. 2008 Jan 1;183–200.
21. Kato T, Thie NM, Montplaisir JY, Lavigne GJ. Bruxism and orofacial movements during sleep. *Dent Clin North Am*. 2001 Oct;45(4):657–84.
22. Machado E, Dal-Fabbro C, Cunali PA, Kaizer OB. Prevalence of sleep bruxism in children: A systematic review. *Dental Press J Orthod*. 2014;19(6):54–61.
23. de Souza Melo G, Batistella EA, Bertazzo-Silveira E, Simek Vega Gonçalves TM, Mendes de Souza BD, Porporatti AL, et al. Association of sleep bruxism with ceramic restoration failure: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2018 Mar;119(3):354–62.
24. Hue O. *Manuel d'occlusodontie*. Elsevier Masson. Paris; 1997. 200 p.
25. Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *J Oral Rehabil*. 2001 May;28(5):485–91.
26. Lavigne GJ, Rompré PH, Poirier G, Huard H, Kato T, Montplaisir JY. Rhythmic Masticatory Muscle Activity during Sleep in Humans. *J Dent Res*. 2001 Feb 1;80(2):443–8.

27. Lee SKY, Salinas TJ, Wiens JP. The Effect of Patient Specific Factors on Occlusal Forces Generated: Best Evidence Consensus Statement. *Journal of Prosthodontics*. 2021 Jan 20;30(S1):52–60.
28. Thymi M, Lobbezoo F, Aarab G, Ahlberg J, Baba K, Carra MC, et al. Signal acquisition and analysis of ambulatory electromyographic recordings for the assessment of sleep bruxism: A scoping review. *J Oral Rehabil*. 2021 Jul;48(7):846–71.
29. Takaki P, Vieira M, Bommarito S. Maximum Bite Force Analysis in Different Age Groups. *Int Arch Otorhinolaryngol*. 2014 Jul;18(3):272–6.
30. Levartovsky S, Peleg G, Matalon S, Tsesis I, Rosen E. Maximal Bite Force Measured via Digital Bite Force Transducer in Subjects with or without Dental Implants—A Pilot Study. *Applied Sciences*. 2022 Jan;12(3):1544.
31. Karakis D, Dogan A. The craniofacial morphology and maximum bite force in sleep bruxism patients with signs and symptoms of temporomandibular disorders. *Cranio*. 2015 Jan;33(1):32–7.
32. Macedo CR, Silva AB, Machado MA, Saconato H, Prado GF. Occlusal splints for treating sleep bruxism (tooth grinding). *Cochrane Database Syst Rev*. 2007 Oct 17;(4):CD005514.
33. Riley P, Glenny AM, Worthington HV, Jacobsen E, Robertson C, Durham J, et al. Oral splints for temporomandibular disorder or bruxism: a systematic review. *Br Dent J*. 2020 Feb;228(3):191–7.
34. Dao TT, Lavigne GJ. Oral splints: the crutches for temporomandibular disorders and bruxism? *Crit Rev Oral Biol Med*. 1998;9(3):345–61.
35. Lobbezoo F, van der Zaag J, van Selms MKA, Hamburger HL, Naeije M. Principles for the management of bruxism. *J Oral Rehabil*. 2008 Jul;35(7):509–23.
36. Johansson A, Omar R, Carlsson GE. Bruxism and prosthetic treatment: A critical review. *Journal of Prosthodontic Research*. 2011 Jul 1;55(3):127–36.
37. Lobbezoo F, Brouwers JEIG, Cune MS, Naeije M. Dental implants in patients with bruxing habits. *J Oral Rehabil*. 2006 Feb;33(2):152–9.
38. Katsoulis J, Nikitovic SG, Spreng S, Neuhaus K, Mericske-Stern R. Prosthetic rehabilitation and treatment outcome of partially edentulous patients with severe tooth wear: 3-years results. *J Dent*. 2011 Oct;39(10):662–71.
39. Chrcanovic BR, Kisch J, Albrektsson T, Wennerberg A. Bruxism and dental implant treatment complications: a retrospective comparative study of 98 bruxer patients and a matched group. *Clinical Oral Implants Research*. 2017;28(7):e1–9.

40. Abe S, Yamaguchi T, Rompré PH, De Grandmont P, Chen YJ, Lavigne GJ. Tooth wear in young subjects: a discriminator between sleep bruxers and controls? *Int J Prosthodont*. 2009 Aug;22(4):342–50.
41. Loomans B, Opdam N, Attin T, Bartlett D, Edelhoff D, Frankenberger R, et al. Severe Tooth Wear: European Consensus Statement on Management Guidelines. *J Adhes Dent*. 2017;19(2):111–9.
42. Hardan L, Mancino D, Bourgi R, Cuevas-Suárez CE, Lukomska-Szymanska M, Zarow M, et al. Treatment of Tooth Wear Using Direct or Indirect Restorations: A Systematic Review of Clinical Studies. *Bioengineering*. 2022 Aug;9(8):346.
43. Koenig A, Schmidtke J, Schmohl L, Schneider-Feyrer S, Rosentritt M, Hoelzig H, et al. Characterisation of the Filler Fraction in CAD/CAM Resin-Based Composites. *Materials*. 2021 Jan;14(8):1986.
44. Burian G, Erdelt K, Schweiger J, Keul C, Edelhoff D, Güth JF. In-vivo-wear in composite and ceramic full mouth rehabilitations over 3 years. *Sci Rep*. 2021 Jul 7;11(1):14056.
45. Elraggal A, Afifi R, Abdelraheem I. Effect of erosive media on microhardness and fracture toughness of CAD-CAM dental materials. *BMC Oral Health*. 2022 May 19;22(1):191.
46. Smales RJ, Berekally TL. Long-term survival of direct and indirect restorations placed for the treatment of advanced tooth wear. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2007 Mar;15(1):2–6.
47. Hemmings KW, Darbar UR, Vaughan S. Tooth wear treated with direct composite restorations at an increased vertical dimension: Results at 30 months. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2000 Mar 1;83(3):287–93.
48. Bartlett D, Sundaram G. An up to 3-year randomized clinical study comparing indirect and direct resin composites used to restore worn posterior teeth. *Int J Prosthodont*. 2006 Dec;19(6):613–7.
49. Milosevic A, Burnside G. The survival of direct composite restorations in the management of severe tooth wear including attrition and erosion: A prospective 8-year study. *J Dent*. 2016 Jan;44:13–9.
50. Behr M, Winklhofer C, Schreier M, Zeman F, Kobeck C, Bräuer I, et al. Risk of chipping or facings failure of metal ceramic fixed partial prostheses--a retrospective data record analysis. *Clin Oral Investig*. 2012 Apr;16(2):401–5.
51. Schwarz S, Schröder C, Hassel A, Bömicke W, Rammelsberg P. Survival and chipping of zirconia-based and metal-ceramic implant-supported single crowns. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012 May;14 Suppl 1:e119-125.
52. Kinsel RP, Lin D. Retrospective analysis of porcelain failures of metal ceramic crowns and fixed partial dentures supported by 729 implants in 152 patients:

- patient-specific and implant-specific predictors of ceramic failure. *J Prosthet Dent*. 2009 Jun;101(6):388–94.
53. Anusavice KJ. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater*. 2012 Jan;28(1):102–11.
 54. Etienne O, Anckenmann L. *Restaurations esthétiques en céramique collée*. Editions CdP; 2017. 368 p. (JPIO; vol. 1).
 55. Monaco C, Caldari M, Scotti R. Clinical Evaluation of 1,132 Zirconia-Based Single Crowns: A Retrospective Cohort Study from the AIOP Clinical Research Group. *Int J Prosthodont*. 2013 Sep;26(5):435–42.
 56. Levartovsky S, Pilo R, Shadur A, Matalon S, Winocur E. Complete rehabilitation of patients with bruxism by veneered and non-veneered zirconia restorations with an increased vertical dimension of occlusion: an observational case-series study. *Journal of Prosthodontic Research*. 2019 Oct;63(4):440–6.
 57. Fabbri G, Zarone F, Dellificorelli G, Cannistraro G, De Lorenzi M, Mosca A, et al. Clinical Evaluation of 860 Anterior and Posterior Lithium Disilicate Restorations: Retrospective Study with a Mean Follow-up of 3 Years and a Maximum Observational Period of 6 Years. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2014;34(2):165–77.
 58. Alao AR, Stoll R, Song XF, Abbott JR, Zhang Y, Abduo J, et al. Fracture, roughness and phase transformation in CAD/CAM milling and subsequent surface treatments of lithium metasilicate/disilicate glass-ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017 Oct;74:251–60.
 59. Song XF, Ren HT, Yin L. Machinability of lithium disilicate glass ceramic in in vitro dental diamond bur adjusting process. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016 Jan;53:78–92.
 60. 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*. 2016 Feb;115(2):230–7.
 61. Descamp F, Fages M. *La CFAO en odontologie*. Editions CdP. Vol. 1. 2016. 240 p.
 62. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, et al. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J*. 2014;33(5):705–10.
 63. Nguyen JF, Ruse D, Phan AC, Sadoun MJ. High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *J Dent Res*. 2014 Jan;93(1):62–7.

64. Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec D, Harrer W, Lube T, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dent Mater.* 2017 Jan;33(1):99–109.
65. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2015 Oct;114(4):587–93.
66. Decup F. *Inlay, Onlay, Overlay.* Éditions Espace id.; 2015. 80 p.
67. Zahnfabrik V. ENAMIC [Internet]. VITA Zahnfabrik. [cited 2019 Aug 14]. Available from: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-ENAMIC-24970.html>
68. CERASMART - Force absorbing hybrid ceramic CAD/CAM Block [Internet]. GC EUROPE. [cited 2019 Aug 1]. Available from: <https://www.gceurope.com/products/cerasmart/>
69. Nejatidanesh F, Savabi G, Amjadi M, Abbasi M, Savabi O. Five year clinical outcomes and survival of chairside CAD/CAM ceramic laminate veneers - a retrospective study. *J Prosthodont Res.* 2018 Oct;62(4):462–7.
70. Guess PC, Selz CF, Steinhart YN, Stampf S, Strub JR. Prospective Clinical Split-Mouth Study of Pressed and CAD/CAM All-Ceramic Partial-Coverage Restorations: 7-Year Results. *Int J Prosthodont.* 2013 Jan;26(1):21–5.
71. Spitznagel FA, Scholz KJ, Strub JR, Vach K, Gierthmuehlen PC. Polymer-infiltrated ceramic CAD/CAM inlays and partial coverage restorations: 3-year results of a prospective clinical study over 5 years. *Clin Oral Investig.* 2018 Jun;22(5):1973–83.
72. Fages M, Corn S, Slangen P, Raynal J, Ienny P, Turzo K, et al. Glass Ceramic CAD/CAM crowns and severely altered posterior teeth: a three levels study. *J Mater Sci Mater Med.* 2017 Aug 19;28(10):145.
73. De Angelis P, Gasparini G, Camodeca F, De Angelis S, Liguori MG, Rella E, et al. Technical and Biological Complications of Screw-Retained (CAD/CAM) Monolithic and Partial Veneer Zirconia for Fixed Dental Prostheses on Posterior Implants Using a Digital Workflow: A 3-Year Cross-Sectional Retrospective Study. *Biomed Res Int.* 2021;2021:5581435.
74. Oz FD, Bolay S, Canatan S. A clinical evaluation of resin nanoceramic CEREC Omnicam restorations associated with several factors. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* 2021;33(4):583–9.
75. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical Performance of a New Biomimetic Double Network Material. *Open Dent J.* 2013 Sep 6;7:118–22.
76. Belleflamme MM, Geerts SO, Louwette MM, Grenade CF, Vanheusden AJ, Mainjot AK. No post-no core approach to restore severely damaged posterior

- teeth: An up to 10-year retrospective study of documented endocrown cases. *J Dent*. 2017 Aug;63:1–7.
77. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater*. 2013 Apr;29(4):419–26.
 78. Coldea A, Swain MV, Thiel N. In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2013 Oct;26:34–42.
 79. Sadoun M. Composite ceramic block [Internet]. US8507578B2, 2013 [cited 2022 Jul 23]. Available from: <https://patents.google.com/patent/US8507578/en>
 80. Béhin P, Stoclet G, Ruse ND, Sadoun M. Dynamic mechanical analysis of high pressure polymerized urethane dimethacrylate. *Dent Mater*. 2014 Jul;30(7):728–34.
 81. Yano HT, Ikeda H, Nagamatsu Y, Masaki C, Hosokawa R, Shimizu H. Correlation between microstructure of CAD/CAM composites and the silanization effect on adhesive bonding. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2020 Jan 1;101:103441.
 82. Barutçigil K, DüNDAR A, Batmaz SG, Yıldırım K, Barutçugil Ç. Do resin-based composite CAD/CAM blocks release monomers? *Clin Oral Investig*. 2021 Jan;25(1):329–36.
 83. Grenade C, De Pauw-Gillet MC, Pirard C, Bertrand V, Charlier C, Vanheusden A, et al. Biocompatibility of polymer-infiltrated-ceramic-network (PICN) materials with Human Gingival Keratinocytes (HGKs). *Dent Mater*. 2017;33(3):333–43.
 84. Grenade C, De Pauw-Gillet MC, Gailly P, Vanheusden A, Mainjot A. Biocompatibility of polymer-infiltrated-ceramic-network (PICN) materials with Human Gingival Fibroblasts (HGFs). *Dent Mater*. 2016;32(9):1152–64.
 85. Lu T, Peng L, Xiong F, Lin XY, Zhang P, Lin ZT, et al. A 3-year clinical evaluation of endodontically treated posterior teeth restored with two different materials using the CEREC AC chair-side system. *J Prosthet Dent*. 2018 Mar;119(3):363–8.
 86. Chirumamilla G, Goldstein CE, Lawson NC. A 2-year Retrospective Clinical study of Enamic Crowns Performed in a Private Practice Setting. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2016;28(4):231–7.
 87. Attia YS, Sherif RM, Zaghoul HH. Survival of Hybrid Laminate Veneers using two different tooth preparation techniques: Randomized Clinical Trial. *Braz Dent J*. 2021 Dec;32(6):36–53.
 88. Oudkerk J, Eldafrawy M, Bekaert S, Grenade C, Vanheusden A, Mainjot A. The one-step no-prep approach for full-mouth rehabilitation of worn dentition using

- PICN CAD-CAM restorations: 2-yr results of a prospective clinical study. *Journal of Dentistry*. 2020 Jan 1;92:103245.
89. Edelhoff D, Güth JF, Erdelt K, Brix O, Liebermann A. Clinical performance of occlusal onlays made of lithium disilicate ceramic in patients with severe tooth wear up to 11 years. *Dental Materials*. 2019 Sep 1;35(9):1319–30.
 90. Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth JF. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2015 Mar;55:1–11.
 91. Denry I. How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations? *Dent Mater*. 2013 Jan;29(1):85–96.
 92. Rosentritt M, Krifka S, Preis V, Strasser T. Dynamic fatigue of composite CAD/CAM materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2019 Oct 1;98:311–6.
 93. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater*. 2016 Nov;32(11):e275–83.
 94. Shembish FA, Tong H, Kaizer M, Janal MN, Thompson VP, Opdam NJ, et al. Fatigue resistance of CAD/CAM resin composite molar crowns. *Dent Mater*. 2016 Apr;32(4):499–509.
 95. Anne Rathbun M, Craig RG, Hanks CT, Filisko FE. Cytotoxicity of a BIS-GMA dental composite before and after leaching in organic solvents. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1991;25(4):443–57.
 96. Söderholm KJ, Mariotti A. BIS-GMA--based resins in dentistry: are they safe? *J Am Dent Assoc*. 1999 Feb;130(2):201–9.
 97. Randolph LD, Palin WM, Leloup G, Leprince JG. Filler characteristics of modern dental resin composites and their influence on physico-mechanical properties. *Dental Materials*. 2016 Dec 1;32(12):1586–99.
 98. Jensen AL, Abbott PV. Experimental Model: Dye Penetration of Extensive Interim Restorations Used during Endodontic Treatment while under Load in a Multiple Axis Chewing Simulator. *Journal of Endodontics*. 2007 Oct 1;33(10):1243–6.
 99. Heintze SD. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater*. 2006 Aug;22(8):712–34.
 100. Heintze SD, Albrecht T, Cavalleri A, Steiner M. A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dental Materials*. 2011 Feb 1;27(2):e10–9.
 101. Raabe D, Harrison A, Ireland A, Alemzadeh K, Sandy J, Dogramadzi S, et al. Improved single- and multi-contact life-time testing of dental restorative materials using key characteristics of the human masticatory system and a force/position-

- controlled robotic dental wear simulator. *Bioinspir Biomim*. 2012 Mar;7(1):016002.
102. Ruben JL, Roeters FJM, Montagner AF, Huysmans MCDNJM. A multifunctional device to simulate oral ageing: the 'Rub&Roll'. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014 Feb;30:75–82.
 103. Shahin R, Tannous F, Kern M. Inlay-retained cantilever fixed dental prostheses to substitute a single premolar: impact of zirconia framework design after dynamic loading. *European Journal of Oral Sciences*. 2014;122(4):310–6.
 104. Singhatanadgit W, Junkaew P, Singhatanadgid P. Effect of bidirectional loading on contact and force characteristics under a newly developed masticatory simulator with a dual-direction loading system. *Dent Mater J*. 2016;35(6):952–61.
 105. Soriano-Valero S, Román-Rodríguez JL, Agustín-Panadero R, Bellot-Arcís C, Fons-Font A, Fernández-Estevan L. Systematic review of chewing simulators: Reality and reproducibility of in vitro studies. *J Clin Exp Dent*. 2020 Dec;12(12):e1189–95.
 106. Suresh S. *Fatigue of Materials*. 2nd ed. Vol. 1. Cambridge: Cambridge University Press; 1998. 250 p.
 107. Arola D. Fatigue testing of biomaterials and their interfaces. *Dent Mater*. 2017 Apr;33(4):367–81.
 108. Esquivel-Upshaw JF, Dieng FY, Clark AE, Neal D, Anusavice KJ. Surface Degradation of Dental Ceramics as a Function of Environmental pH. *J Dent Res*. 2013 May;92(5):467–71.
 109. Faria-e-Silva AL, Heckel L, Belli R, Lohbauer U. Coulometric titration of water content and uptake in CAD/CAM chairside composites. *Dental Materials*. 2022 May 1;38(5):789–96.
 110. de Las Casas EB, de Almeida AF, Cimini Junior CA, Gomes P de TV, Cornacchia TPM, Saffar JME. Determination of tangential and normal components of oral forces. *J Appl Oral Sci*. 2007 Feb;15(1):70–6.
 111. Palinkas M, Bataglione C, de Luca Canto G, Machado Camolezi N, Theodoro GT, Siéssere S, et al. Impact of sleep bruxism on masseter and temporalis muscles and bite force. *Cranio*. 2016 Sep;34(5):309–15.
 112. ISO 6872:2015 [Internet]. ISO. [cited 2019 Aug 1]. Available from: <http://www.iso.org/cms/render/live/en/sites/isoorg/contents/data/standard/05/99/59936.html>
 113. Choi BJ, Yoon S, Im YW, Lee JH, Jung HJ, Lee HH. Uniaxial/biaxial flexure strengths and elastic properties of resin-composite block materials for CAD/CAM. *Dent Mater*. 2019 Feb;35(2):389–401.

114. Heintze SD, Ilie N, Hickel R, Reis A, Loguercio A, Rousson V. Laboratory mechanical parameters of composite resins and their relation to fractures and wear in clinical trials-A systematic review. *Dent Mater.* 2017;33(3):e101–14.
115. Kruzic JJ, Arsecularatne JA, Tanaka CB, Hoffman MJ, Cesar PF. Recent advances in understanding the fatigue and wear behavior of dental composites and ceramics. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* 2018 Dec 1;88:504–33.
116. Wendler M, Belli R, Valladares D, Petschelt A, Lohbauer U. Chairside CAD/CAM materials. Part 3: Cyclic fatigue parameters and lifetime predictions. *Dent Mater.* 2018 Jun;34(6):910–21.
117. Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent.* 2010 Sep;104(3):149–57.
118. Özcan M, Jonasch M. Effect of Cyclic Fatigue Tests on Aging and Their Translational Implications for Survival of All-Ceramic Tooth-Borne Single Crowns and Fixed Dental Prostheses. *J Prosthodont.* 2018 Apr;27(4):364–75.
119. Nishioka G, Prochnow C, Firmino A, Amaral M, Bottino MA, Valandro LF, et al. Fatigue strength of several dental ceramics indicated for CAD-CAM monolithic restorations. *Braz Oral Res.* 2018 Jun 11;32:e53.
120. Belli R, Geinzer E, Muschweck A, Petschelt A, Lohbauer U. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dental Materials.* 2014 Apr 1;30(4):424–32.
121. Plasmans PJMM, Creugers NHJ, Hermsen RJ, Vrijhoef MMA. Intraoral humidity during operative procedures. *Journal of Dentistry.* 1994 Apr 1;22(2):89–91.
122. Choi JE, Lyons KM, Kieser JA, Waddell NJ. Diurnal variation of intraoral pH and temperature. *BDJ Open.* 2017 Jun 30;3:17015.
123. Blackburn C, Rask H, Awada A. Mechanical properties of resin-ceramic CAD-CAM materials after accelerated aging. *J Prosthet Dent.* 2018 Jun;119(6):954–8.
124. Al-Harbi FA, Ayad NM, ArRejaie AS, Bahgat HA, Baba NZ. Effect of Aging Regimens on Resin Nanoceramic Chairside CAD/CAM Material. *J Prosthodont.* 2017 Jul;26(5):432–9.
125. Sonmez N, Gultekin P, Turp V, Akgungor G, Sen D, Mijiritsky E. Evaluation of five CAD/CAM materials by microstructural characterization and mechanical tests: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health.* 2018 Jan 8;18(1):5.
126. Ernst CP, Canbek K, Euler T, Willershausen B. In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clin Oral Invest.* 2004 Sep 1;8(3):130–8.

127. Guo DD, Hou XQ, Liu SQ. Thermal Fatigue of Ceramics: Theory, Life Predication and Characterization Methods. *Key Engineering Materials*. 2013;544:455–9.
128. Yan M, Wei CK, Lin YY, Hu SW, Ding SJ. Impact Behavior of Three Notched All-Ceramic Restorations after Soaking in Artificial Saliva. *Materials (Basel)*. 2015 Jul 20;8(7):4479–90.
129. Hampe R, Lümke N, Sener B, Stawarczyk B. The effect of artificial aging on Martens hardness and indentation modulus of different dental CAD/CAM restorative materials. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018;86:191–8.
130. Wendler M, Stenger A, Ripper J, Priewich E, Belli R, Lohbauer U. Mechanical degradation of contemporary CAD/CAM resin composite materials after water ageing. *Dent Mater*. 2021 Jul;37(7):1156–67.
131. Kato T, Yamaguchi T, Okura K, Abe S, Lavigne GJ. Sleep less and bite more: Sleep disorders associated with occlusal loads during sleep. *Journal of Prosthodontic Research*. 2013 Apr 1;57(2):69–81.
132. Palinkas M, Bataglione C, de Luca Canto G, Machado Camolezi N, Theodoro GT, Siéssere S, et al. Impact of sleep bruxism on masseter and temporalis muscles and bite force. *Cranio*. 2016 Sep;34(5):309–15.
133. Schijve J. Biaxial fatigue of metals, current understanding. Springer International Publishing Ag; 2016. 23 p. (SpringerBriefs in Applied Sciences and Technology).
134. Nawafleh N, Hatamleh M, Elshiyab S, Mack F. Lithium Disilicate Restorations Fatigue Testing Parameters: A Systematic Review. *Journal of Prosthodontics*. 2016;25(2):116–26.
135. Rosentritt M, Behr M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dental Materials*. 2009 Mar 1;25(3):348–52.
136. Woda A, Mishellany A, Peyron MA. The regulation of masticatory function and food bolus formation. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2006;33(11):840–9.
137. Goujat A, Abouelleil H, Colon P, Jeannin C, Pradelle N, Seux D, et al. Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018 Mar 1;119(3):384–9.
138. Vichi A, Goracci C, Carrabba M, Tozzi G, Louca C. Flexural resistance of CAD-CAM blocks. Part 3: Polymer-based restorative materials for permanent restorations. *Am J Dent*. 2020 Oct;33(5):243–7.
139. Grzebieluch W, Mikulewicz M, Kaczmarek U. Resin Composite Materials for Chairside CAD/CAM Restorations: A Comparison of Selected Mechanical Properties. *J Healthc Eng*. 2021 Apr 28;2021:8828954.
140. Arola DD, Reprogl R. Tubule orientation and the fatigue strength of human dentin. *Biomaterials*. 2006 Mar 1;27(9):2131–40.

141. Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dental Materials*. 2007 Sep 1;23(9):1129–35.
142. Ang SF, Scholz T, Klocke A, Schneider GA. Determination of the elastic/plastic transition of human enamel by nanoindentation. *Dental Materials*. 2009 Nov 1;25(11):1403–10.
143. Kinney JH, Balooch M, Marshall SJ, Marshall GW, Weihs TP. Hardness and young's modulus of human peritubular and intertubular dentine. *Archives of Oral Biology*. 1996 Jan 1;41(1):9–13.
144. Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2003;14(1):13–29.
145. Mandikos MN, McGivney GP, Davis E, Bush PJ, Carter JM. A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001 Apr 1;85(4):386–95.
146. Tsitrou EA, Northeast SE, van Noort R. Brittleness index of machinable dental materials and its relation to the marginal chipping factor. *J Dent*. 2007 Dec;35(12):897–902.
147. Lubauer J, Belli R, Schünemann FH, Matta RE, Wichmann M, Wartzack S, et al. Inner marginal strength of CAD/CAM materials is not affected by machining protocol. *Biomater Investig Dent*. 2021;8(1):119–28.
148. ISO 10477:2018 [Internet]. ISO. [cited 2019 Aug 8]. Available from: <http://www.iso.org/cms/render/live/en/sites/isoorg/contents/data/standard/06/82/68235.html>
149. Alamoush RA, Silikas N, Salim NA, Al-Nasrawi S, Satterthwaite JD. Effect of the Composition of CAD/CAM Composite Blocks on Mechanical Properties. *Biomed Res Int*. 2018;2018:4893143.
150. Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent Mater*. 2017 Jan;33(1):84–98.
151. Uchikura K, Murakami N, Yamazaki T, Lyu H, Nagata K, Ona M, et al. Fracture resistance of CAD/CAM restorative materials in mismatched removable partial denture rests: An *in vitro* experimental and finite element analysis. *Dent Mater J*. 2022 May 25;41(3):466–72.
152. Lucsanzky IJR, Ruse ND. Fracture Toughness, Flexural Strength, and Flexural Modulus of New CAD/CAM Resin Composite Blocks. *J Prosthodont*. 2020 Jan;29(1):34–41.

153. Ducke VM, Ilie N. Aging behavior of high-translucent CAD/CAM resin-based composite blocks. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021 Mar;115:104269.
154. GmbH MAW. Ivoclar Vivadent [Internet]. [cited 2019 Jul 25]. Available from: <https://www.ivoclarvivadent.com/en/p/all/products/all-ceramics/ips-emax-dentist/ips-emax-lithium-disilicate>
155. Lube T, Danzer R. Chapter 9 - Mechanical Properties and Reliability of Advanced Ceramics. In: Shen JZ, Kosmač T, editors. *Advanced Ceramics for Dentistry.* Oxford: Butterworth-Heinemann; 2014. p. 173–99.
156. Börger A, Supancic P, Danzer R. The ball on three balls test for strength testing of brittle discs: Part II: analysis of possible errors in the strength determination. *Journal of the European Ceramic Society.* 2004 Sep 1;24(10):2917–28.
157. Kang SH, Chang J, Son HH. Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restor Dent Endod.* 2013 Aug;38(3):134–40.
158. Matinlinna JP, Lassila LVJ, Ozcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont.* 2004 Apr;17(2):155–64.
159. Furtado de Mendonca A, Shahmoradi M, Gouvêa CVD de, De Souza GM, Ellakwa A. Microstructural and Mechanical Characterization of CAD/CAM Materials for Monolithic Dental Restorations. *J Prosthodont.* 2019 Feb;28(2):e587–94.
160. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent.* 2014 Dec;26(6):382–93.
161. Drummond JL. Degradation, fatigue and failure of resin dental composite materials. *J Dent Res.* 2008 Aug;87(8):710–9.
162. Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. In vitro lifetime of dental ceramics under cyclic loading in water. *Biomaterials.* 2007 Jun 1;28(17):2695–705.
163. Teixeira EC, Piascik JR, Stoner BR, Thompson JY. Dynamic fatigue and strength characterization of three ceramic materials. *J Mater Sci: Mater Med.* 2007 Jun 1;18(6):1219–24.
164. Sideridou I. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials.* 2003 Feb;24(4):655–65.
165. Baladhandayutham B, Lawson NC, Burgess JO. Fracture load of ceramic restorations after fatigue loading. *J Prosthet Dent.* 2015 Aug;114(2):266–71.
166. Schlenz MA, Schmidt A, Rehmann P, Wöstmann B. Fatigue damage of monolithic posterior computer aided designed/computer aided manufactured crowns. *Journal of Prosthodontic Research.* 2019 Jul 1;63(3):368–73.

167. Lohbauer U, Petschelt A, Greil P. Lifetime prediction of CAD/CAM dental ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research*. 2002;63(6):780–5.
168. McCool JI, Boberick KG, Baran GR. Lifetime predictions for resin-based composites using cyclic and dynamic fatigue. *Journal of Biomedical Materials Research*. 2001;58(3):247–53.
169. Itinoche KM, Özcan M, Bottino MA, Oyafuso D. Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. *Dental Materials*. 2006 Nov 1;22(11):1029–34.
170. Câmara-Souza MB, de Figueredo OMC, Rodrigues Garcia RCM. Association of sleep bruxism with oral health-related quality of life and sleep quality. *Clin Oral Investig*. 2019 Jan;23(1):245–51.
171. Kobayashi J, Ikono R, Terada Y. [Human mandibular movements during swallowing saliva. 2. Duration of swallowing saliva and that of tooth contact]. *Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi*. 1990 Feb;34(1):107–14.
172. Yin R, Kim YK, Jang YS, Lee JJ, Lee MH, Bae TS. Comparative evaluation of the mechanical properties of CAD/CAM dental blocks. *Odontology*. 2019 Jul;107(3):360–7.
173. Niem T, Youssef N, Wöstmann B. Energy dissipation capacities of CAD-CAM restorative materials: A comparative evaluation of resilience and toughness. *J Prosthet Dent*. 2019 Jan;121(1):101–9.
174. Al-Akhali M, Kern M, Elsayed A, Samran A, Chaar MS. Influence of thermomechanical fatigue on the fracture strength of CAD-CAM-fabricated occlusal veneers. *J Prosthet Dent*. 2019 Apr;121(4):644–50.
175. Eldafrawy M, Nguyen JF, Mainjot AK, Sadoun MJ. A Functionally Graded PICN Material for Biomimetic CAD-CAM Blocks. *J Dent Res*. 2018 Nov;97(12):1324–30.
176. Rosentritt M, Preis V, Behr M, Hahnel S. Influence of preparation, fitting, and cementation on the vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM crowns. *J Dent*. 2017 Oct;65:70–5.
177. Ornaghi BP, Meier MM, Rosa V, Cesar PF, Lohbauer U, Braga RR. Subcritical crack growth and in vitro lifetime prediction of resin composites with different filler distributions. *Dent Mater*. 2012 Sep;28(9):985–95.
178. Claude A, Robin O, Gehin C, Massot B. Design and evaluation of a novel technology for ambulatory monitoring of bruxism events. *Sensors and Actuators A: Physical*. 2019 Aug 15;295:532–40.

Thèse d'exercice : Chir. Dent. : Lille : Année 2022 –

Résistance à la flexion bi-axiale des nouveaux biomatériaux. Etude pilote *in vitro*
Tatiana ROMAN. - 89p. ; 34 ill.; 178 réf.

Domaines : Prothèse, Biomateriaux

Mots clés Libres : Bruxisme, Biomateriaux, Fatigue, Etude *in vitro*

Résumé :

Le bruxisme est défini comme une activité musculaire masticatoire répétitive caractérisée par le serrement et/ou le grincement des dents et/ou la propulsion mandibulaire. Les conséquences de cette activité musculaire peuvent aller de l'usure à la fracture des dents ou des restaurations dentaires. Le choix des biomatériaux pour ces restaurations est encore sujet à discussion. En revanche, des nouveaux matériaux prothétiques ont été proposés.

Cette étude *in vitro* explore la résistance à la fracture des biomatériaux en cas de bruxisme à travers la résistance à la flexion bi-axiale.

Des disques ont été usinés puis polis à partir de blocs : de composite (Cerasmart® (CER), Grandio® (GRA), Cerasmart 270® (C270)) ; de céramique hybride (Enamic® (ENA)) et de disilicate de lithium (E-Max CAD® (EMX)). La résistance à la flexion bi-axiale (piston sur 3 billes, P3B, norme ISO 6872, n=5 par groupe) a été évaluée.

Après trempage de 3 jours dans de l'eau distillée, les échantillons (n=5 par groupe) ont été soumis à une fatigue par flexion biaxiale (P3B), avec des charges variant de 20N à 50N puis 130N afin de simuler une force de type bruxisme, à 37°C et 98% d'humidité. La résistance à la flexion bi-axiale post-fatigue a été évaluée.

Les biomatériaux étudiés présentent des propriétés mécaniques différentes avec notamment des résistances variables à la fatigue par simulation du bruxisme. Uniquement dans les groupes EMX et CER270, tous les échantillons ont survécu à la fatigue par flexion bi-axiale. Les résultats semblent montrer une diminution de la résistance à la flexion bi-axiale après fatigue par simulation du bruxisme. Des données supplémentaires seront nécessaires avant de conclure avec certitude.

JURY :

Président :	Monsieur le Professeur BEHIN Pascal
Assesseurs :	Monsieur le Docteur LEFEVRE Claude <u>Monsieur le Docteur BOITELLE Philippe</u> <u>Monsieur le Docteur VANDOMME Jérôme</u> <u>Monsieur le Docteur ETIENNE Olivier</u>
Membre invité :	Monsieur le Docteur STOCLET Grégory