

UNIVERSITE TOULOUSE III – PAUL SABATIER

FACULTE DE SANTE – DEPARTEMENT D'ODONTOLOGIE

ANNEE 2023

2023 TOU3 3008

THESE

POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement
par

Hugo PANEPINTO

Le 10 Janvier 2023

**L'intérêt clinique des nouveaux matériaux hybrides obtenus par
CFAO sur un terrain para-fonctionnel de type bruxisme**

Directeur de thèse : Dr. JONIOT Sabine

JURY

Président de thèse :	Pr. Florent DESTRUHAUT
Directeur de thèse :	Dr. Sabine JONIOT
Assesseur :	Dr. Thibault CANCEILL
Assesseur :	Dr. Julien DELRIEU



Faculté de santé
Département d'Odontologie



➔ **DIRECTION**

Doyen de la Faculté de Santé

M. Philippe POMAR

Vice Doyenne de la Faculté de Santé

Directrice du Département d'Odontologie

Mme Sara DALICIEUX-LAURENCIN

Directeurs Adjoints

Mme Sarah COUSTY

M. Florent DESTRUHAUT

Directrice Administrative

Mme Muriel VERDAGUER

Présidente du Comité Scientifique

Mme Cathy NABET

➔ **HONORARIAT**

Doyens honoraires

M. Jean LAGARRIGUE +

M. Jean-Philippe LODTER +

M. Gérard PALOUDIER

M. Michel SIXOU

M. Henri SOULET

Chargés de mission

M. Karim NASR (*Innovation Pédagogique*)

M. Olivier HAMEL (*Maillage Territorial*)

M. Franck DIEMER (*Formation Continue*)

M. Philippe KEMOUN (*Stratégie Immobilière*)

M. Paul MONSARRAT (*Intelligence Artificielle*)

➔ **PERSONNEL ENSEIGNANT**

Section CNU 56 : Développement, Croissance et Prévention

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

ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE

Professeurs d'Université : Mme Isabelle BAILLEUL-FORESTIER, M. Frédéric VAYSSE

Maîtres de Conférences : Mme Emmanuelle NOIRRI-ESCLASSAN, Mme Marie- Cécile VALERA, M. Mathieu MARTY

Assistants : Mme Anne GICQUEL, M. Robin BENETAH

Adjoints d'Enseignement : M. Sébastien DOMINE, M. Mathieu TESTE, M. Daniel BANDON

ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

Maîtres de Conférences : M. Pascal BARON, Mme Christiane LODTER, M. Maxime ROTENBERG

Assistants : M. Vincent VIDAL-ROSSET, Mme Carole VARGAS

Adjoints d'Enseignement : Mme Isabelle ARAGON

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

Professeurs d'Université : M. Michel SIXOU, Mme Catherine NABET, M. Olivier HAMEL, M. Jean-Noël VERGNES

Assistante : Mme Géromine FOURNIER

Adjoints d'Enseignement : M. Alain DURAND, Mlle. Sacha BARON, M. Romain LAGARD, M. Jean-Philippe GATIGNOL

Mme Carole KANJ, Mme Mylène VINCENT-BERTHOUMIEUX, M. Christophe BEDOS

Section CNU 57 : Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale

57.01 CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE (M. Philippe KEMOUN)

PARODONTOLOGIE

Maîtres de Conférences : Mme Sara LAURENCIN- DALICIEUX, Mme Alexia VINEL, Mme. Charlotte THOMAS

Assistants : M. Joffrey DURAN, M. Antoine AL HALABI

Adjoints d'Enseignement : M. Loïc CALVO, M. Christophe LAFFORGUE, M. Antoine SANCIER, M. Ronan BARRE ,

Mme Myriam KADDECH, M. Matthieu RIMBERT,

CHIRURGIE ORALE

Professeur d'Université : Mme Sarah COUSTY
Maîtres de Conférences : M. Philippe CAMPAN, M. Bruno COURTOIS
Assistants : M. Clément CAMBRONNE, M. Antoine DUBUC
Adjoints d'Enseignement : M. Gabriel FAUXPOINT, M. Arnaud L'HOMME, Mme Marie-Pierre LABADIE, M. Luc RAYNALDY,
M. Jérôme SALEFRANQUE,

BIOLOGIE ORALE

Professeurs d'Université : M. Philippe KEMOUN, M. Vincent BLASCO-BAQUE
Maîtres de Conférences : M. Pierre-Pascal POULET, M. Matthieu MINTY
Assistants : Mme Chiara CECCHIN-ALBERTONI, M. Maxime LUIS, Mme Valentine BAYLET GALY-CASSIT,
Mme Sylvie LE
Adjoints d'Enseignement : M. Mathieu FRANC, M. Hugo BARRAGUE, M. Olivier DENY, Mme Inessa TIMOFEEVA-JOSSINET

Section CNU 58 : Réhabilitation Orale

58.01 DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE, PROTHESES, FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX (M. Franck DIEMER)

DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE

Professeur d'Université : M. Franck DIEMER
Maîtres de Conférences : M. Philippe GUIGNES, Mme Marie GURGEL-GEORGELIN, Mme Delphine MARET-COMTESSE
Assistants : Mme Sophie BARRERE, Mme. Manon SAUCOURT, M. Ludovic PELLETIER
M. Nicolas ALAUX, M. Vincent SUAREZ, M. Loris BOIVIN
Adjoints d'Enseignement : M. Eric BALGUERIE, M. Jean- Philippe MALLET, M. Rami HAMDAN, M. Romain DUCASSE,
Mme Lucie RAPP

PROTHÈSES

Professeurs d'Université : M. Philippe POMAR, M. Florent DESTRUHAUT,
Maîtres de Conférences : M. Rémi ESCLASSAN, M. Antoine GALIBOURG,
Assistants : Mme Margaux BROUTIN, Mme Coralie BATAILLE, Mme Mathilde HOURSET, Mme Constance CUNY
M. Anthony LEBON
Adjoints d'Enseignement : M. Christophe GHRENASSIA, Mme Marie-Hélène LACOSTE-FERRE, M. Olivier LE GAC, M. Jean-
Claude COMBADAZOU, M. Bertrand ARCAUTE, M. Fabien LEMAGNER, M. Eric SOLYOM,
M. Michel KNAFO, M. Alexandre HEGO DEVEZA, M. Victor EMONET-DENAND, M. Thierry DENIS,
M. Thibault YAGUE

FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX

Professeur d'Université : Mr. Paul MONSARRAT
Maîtres de Conférences : Mme Sabine JONJOT, M. Karim NASR, M. Thibault CANCEILL
Assistants : M. Julien DELRIEU, M. Paul PAGES, Mme. Julie FRANKEL
Adjoints d'Enseignement : Mme Sylvie MAGNE, M. Thierry VERGÉ, M. Damien OSTROWSKI

Mise à jour pour le 10 novembre 2022

REMERCIEMENTS

À notre président de thèse, Monsieur DESTRUHAUT Florent

Professeur des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,

Directeur adjoint du département d'Odontologie de la Faculté de Santé de l'Université de Toulouse III Paul Sabatier

Directeur adjoint de l'Unité de Recherche Universitaire EvolSan (Evolution et Santé Orale)

Habilitation à Diriger des recherches

Docteur en Chirurgie Dentaire

Spécialiste Qualifié « Médecine Bucco-Dentaire »

Docteur de l'École des Hautes Études en Sciences Sociales en Anthropologie sociale et historique

Certificat d'Études Supérieures en Prothèse Maxillo-Faciale

Certificat d'Études Supérieures en Prothèse Conjointe

Diplôme Universitaire de Prothèse Complète Clinique de Paris V

Diplôme universitaire d'approches innovantes en recherche de TOULOUSE III

Responsable du diplôme universitaire d'occlusodontologie et de réhabilitation de l'appareil manducateur

Lauréat de l'Université Paul Sabatier.

À notre directeur de thèse, Madame JONIOT Sabine

Maître de Conférences des Universités, Praticien hospitalier d'Odontologie

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur d'Etat en Odontologie

Habilitation à diriger des recherches (HDR)

Lauréate de l'Université Paul Sabatier.

À notre assesseur de thèse, Monsieur CANCEILL Thibault

Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en sciences des matériaux

Master 1 Santé Publique

Master 2 de Physiopathologie

CES Biomatériaux en Odontologie

D.U. de conception Fabrication Assisté par ordinateur en Odontologie (CFAO)

D.U. de Recherche Clinique en Odontologie

Attestation de Formation aux gestes et Soins d'Urgence Niveau 2

À notre assesseur de thèse, Monsieur DELRIEU Julien

Assistant Hospitalier

Universitaire d'Odontologie

Docteur en Chirurgie Dentaire

CES de Prothèse Fixée

Master 1 de Santé Publique

Master 2 Anthropobiologie intégrative

À ma famille, à mes amis d'enfance et mes amis de fac, particulièrement Marie, qui m'ont aidé durant ma vie d'étudiant, merci

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION	8
I. Le bruxisme : une para-fonction complexe	9
1.1. Définition et épidémiologie	9
1.2. Conséquences	13
1.3. Diagnostic	16
II. Les nouveaux matériaux.	21
2.1. La dent, notre modèle de référence.	21
2.2. Rappel des principales propriétés étudiées sur un matériau testé.	23
2.3. Composites vs céramiques	27
2.4. Nouveaux matériaux hybrides.	36
2.4.1. Réseau de céramique infiltré par un polymère ou PICN (Polymer infiltrated ceramic network) :	37
2.4.2 Les composites CFAO dispersées hybrides aussi appelés les résines chargées en nano-céramiques (RCNC) :	38
2.5. Propriétés et avantages de ces nouveaux matériaux	42
III. Champ d'utilisation des matériaux hybrides	51
3.1. Restaurations partielles collées.	51
3.2. Couronnes postérieures sur dent.	57
3.3. Couronnes sur implants.	58
CONCLUSION	59
BIBLIOGRAPHIE	61
LISTES DE ABREVIATIONS	71

INTRODUCTION

Grâce aux nouvelles technologies de conception et de fabrication assistées par ordinateur (CFAO) et l'évolution constante de la dentisterie moderne, le chirurgien-dentiste a désormais accès à l'avènement de nouveaux matériaux usinables, associant les propriétés des composites (flexibilité et élasticité) et des céramiques (résistance et esthétique) afin de se rapprocher au mieux des propriétés des tissus dentaires : émail et dentine.

Leur usinage peut se faire au laboratoire (technique indirecte) ou directement au cabinet (technique directe) et se décompose en trois phases : numérisation, conception puis fabrication.

On les appelle les nouveaux matériaux hybrides de par leur composition et leurs procédés de fabrication que nous détaillerons.

En effet ces matériaux s'adaptent parfaitement au nouveau concept de dentisterie mini invasive et adhésive car ils peuvent être usinés à faible épaisseur grâce à leur résistance suffisante et ils sont adaptés aux procédures de collage.

Nous verrons pourquoi ils font désormais partie de l'arsenal thérapeutique du chirurgien-dentiste dans la prise en charge des usures dentaires généralisées notamment dans le cas d'un terrain para-fonctionnel lié au bruxisme.

L'objectif de ce travail est de passer en revue les propriétés de cette famille innovante de biomatériaux que sont les matériaux hybrides PICN et RCNCs et de définir leur apport en comparaison aux autres matériaux prothétiques, particulièrement leur contribution au développement de nouvelles stratégies thérapeutiques dans la prise en charge des patients atteints d'usure dentaire.

I. Le bruxisme : une para-fonction complexe

1.1. Définition et épidémiologie

En médecine bucco-dentaire, le bruxisme est considéré comme une véritable para-fonction manducatrice.

Selon Rozencweig, le bruxisme est caractérisé par des contractions involontaires et inconscientes des muscles masticateurs en dehors de la fonction physiologique (mastication, déglutition). Sa définition a profondément évolué avec l'amélioration de la compréhension de ses mécanismes, en particulier grâce aux travaux réalisés par la médecine du sommeil. La contraction des muscles masticateurs va provoquer un serrement (clenching) et/ou grincement (grinding) des arcades dentaires.

- Le bruxisme par **serrement**, aussi appelé le bruxisme centré/statique se caractérise par une contraction isométrique des muscles élévateurs de la mandibule sans aucun déplacement de la mandibule. Cet affrontement des dents antagonistes peut être intense.
- Le bruxisme par **grincement**, aussi appelé le bruxisme excentré/dynamique se caractérise par une activité rythmique des muscles élévateurs et les contacts dento-dentaires deviennent dynamiques, cette forme est plutôt nocturne et audible par un tiers.

Cette approche dichotomique reste cependant insuffisante, en réalité d'autre forme existe notamment des formes associées à des « tapotement/ tapping », « balancement/ jiggling ».

Il comprend deux manifestations circadiennes :

- Une nocturne « **le bruxisme du sommeil** » 8% de la population (18). Il est associé à de longue période d'activité musculaire masticatoire allié à des mouvements anormaux pendant le sommeil (subconscient), secondaires à des micro-éveils. Étudié par la médecine du sommeil depuis plus de 20 ans (Gilles LAVIGNE et coll.).

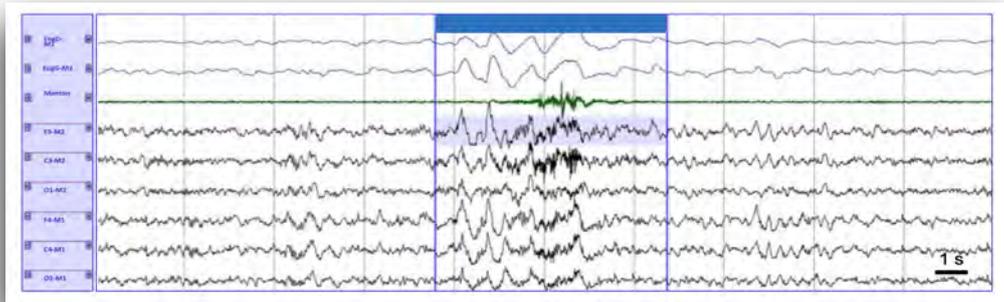


Fig. 1 : Enregistrement de polysomnographie mettant en évidence un épisode de bruxisme du sommeil, l'activité rythmique des muscles masticateurs est identifiée. (26)

- Une diurne « **le bruxisme d'éveil** » 20% de la population (18). Le sujet bruxe pendant ses heures d'éveil mais généralement il arrive à se contrôler, son incidence est ainsi minime. Ce dernier est peu étudié par rapport au bruxisme nocturne, en effet il est plus compliqué à enregistrer (EMG portatives). Il existe une vraie relation entre ces deux manifestations, parfois concomitantes.

Gibbs et ses collègues ont signalé que la force de l'occlusion chez les personnes présentant une activité para-fonctionnelle peut être jusqu'à 6 fois supérieure à celle des personnes présentant une activité fonctionnelle. On distingue les forces fonctionnelles qui sont intermittentes (déglutition/ mastication) et les forces para-fonctionnelles continues ou épisodiques (bruxisme/ serrement).

L'importance des forces mises en jeu au cours d'un épisode de bruxisme laisse présager des dégâts qu'elles peuvent provoquer sur une denture à plus ou moins court terme. Les forces générées sont transmises aux structures du système masticatoire, certaines de ces forces sont absorbées sans conséquence pour les structures alors que d'autres vont entraîner des perturbations à des degrés divers.

Le bruxisme peut exister chez l'enfant dès le plus jeune âge au moment de sa dentition temporaire et peut perdurer à un âge plus avancé. Le bruxisme de l'enfant présente une prévalence plus importante variant de 6 à 50% (1) par rapport aux 8% à 31,4% chez l'adulte (2).

Cependant, ce dernier est le plus souvent provisoire et se résout parfois avec l'éruption de la dentition permanente.

Le caractère inconscient du bruxisme ainsi que son évaluation sans critères simples et précis rendent son estimation dans la population compliquée, ce qui fait que l'étude de la prévalence de ce dernier reste complexe (3).

L'étiologie du bruxisme n'est à ce jour pas clairement établie, associée à des facteurs centraux et d'autres facteurs périphériques. Cependant cette approche semble en réalité plus complexe et les études en médecine du sommeil semblent plutôt s'orienter vers une étiologie multifactorielle. Par conséquent, il est indispensable pour le praticien d'obtenir une anamnèse complète du patient, avant même de penser à la réhabilitation prothétique, afin d'en appréhender les manifestations. Parmi les classifications du bruxisme, il existe une classification en fonction de l'étiologie.

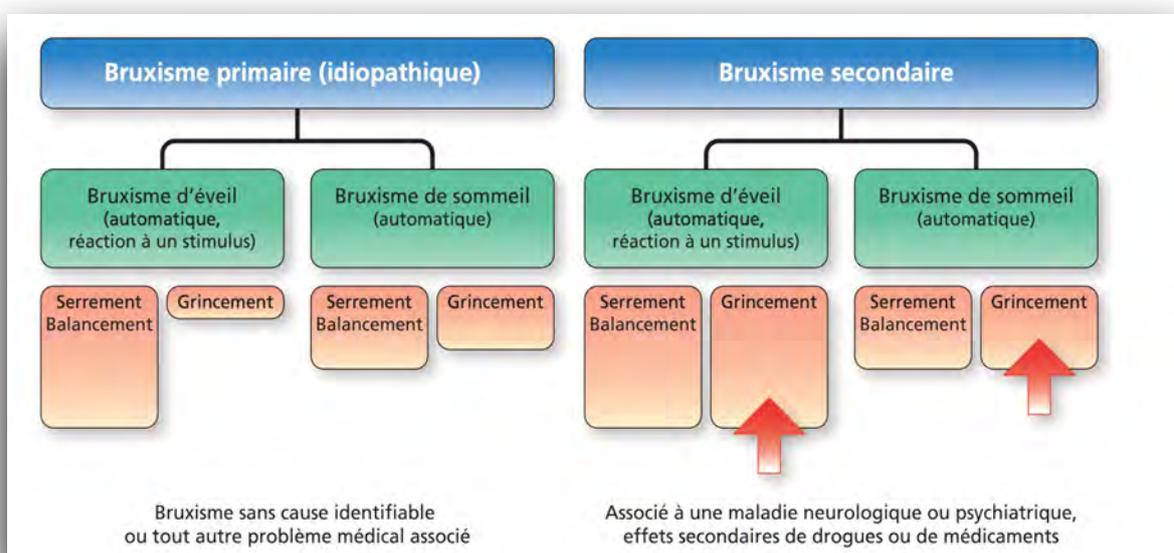


Fig. 2 : « Les bruxismes » selon DUMINIL et ORTHLIEB 2016 (6).

La forme **primaire** ou idiopathique, c'est à dire avec absence de cause médicale clairement identifiée.

Forme **secondaire** ou iatrogène, associée à des problèmes neurologiques, psychiatriques ou pharmacologiques.

Facteurs de risques	Centraux	Périphériques
	Facteurs psychosomatiques (ex : stress/anxiété) (4,5).	Troubles du sommeil (ex : syndrome d'apnée/hypopnée obstructive du sommeil (SAHOS)/ allergies/obstructions des voies aériennes supérieures/insomnies/ la posture de sommeil/alcool/ tabac/caféine/drogues) (8,9,10,12,16).
	Facteurs neuropathiques (ex : TDAH) (6).	Reflux gastro-œsophagiens/ carences (11).
	Facteurs pharmacologiques (ex : antiémétiques) (7).	Facteurs génétiques/l'âge (12).
		Autres para-fonctions : onychophagie/déglutition atypique/troubles occlusaux (14,15).

Fig. 3 : Synthèse des facteurs de risques du bruxisme selon la littérature.

1.2. Conséquences

Les cliniciens doivent rechercher les signes et symptômes cliniques du bruxisme, afin d'évaluer l'importance du bruxisme sur la sphère oro-faciale assurant des modalités de traitement peu invasives.



Fig.4 : Différents exemples des conséquences du bruxisme sur la cavité orale (17).

- Dentaires : hypersensibilités, usures, fêlures, fractures (images A/B/H/E).

Selon l'étude de Lavigne, les facettes d'usure par attrition se retrouvent chez 89 % des patients bruxomanes (étude réalisée sur 18 patients) et dépendent de la direction du bruxisme. L'usure peut aussi se manifester au niveau cervical en raison de la surcharge occlusale provoquant une flexion dentaire trop importante, on parle d'abfraction. Cependant, bien que l'usure dentaire soit un signe clinique fondamental, elle n'est pas pour autant spécifique au bruxisme.

L'usure dentaire est multifactorielle, elle peut être influencée par plusieurs mécanismes physiques et/ou chimiques au cours du temps tels que l'érosion, l'attrition, l'abrasion, et l'abfraction. Le bruxisme est responsable d'une usure à deux corps de type attrition mais de façon pathologique.

Le bruxisme provoque un excès de charge au niveau occlusal qui peut engendrer des fêlures ou des fractures à la fois dentaires au niveau coronaire ou radiculaire, des fractures des matériaux de restaurations conservateurs ou prothétiques et des fractures implantaires.

C'est pourquoi l'analyse des propriétés d'un matériau de restauration prothétique est indispensable et particulièrement face à un patient présentant une telle para-fonction afin d'assurer la pérennité de la restauration et de la dent restaurée.

Une des complications des usures dentaires est l'exposition pulpaire, le passage de bactéries devient possible, ce qui peut aboutir à une inflammation pulpaire (pulpite) ou directement à une nécrose suite à un traumatisme occlusal persistant.

Rétractations pulpaires et/ou calcifications : sous des contraintes occlusales trop fortes et répétées, des calcifications liées à la sécrétion de dentine tertiaire/réactionnelle apparaissent dans la chambre pulpaire, donnant une impression de rétractation.

L'usure dentaire sera responsable d'une perte de dimension verticale de l'étage inférieur de la face et perturbera les rapports occlusaux malgré les phénomènes de compensations dentoalvéolaires (égressions compensatrices et formation osseuse) (19).

Autres conséquences dentaires : résorptions dentaires, hypercémentoses, LCU (lésions cervicales d'usure).

- Conséquences au niveau des restaurations prothétiques.

En fonction de son intensité et de son ancienneté, le bruxisme conduit à des altérations morphologiques des dents, dont la réhabilitation des dents atteintes est indiquée lorsqu'une quantité significative de tissu dentaire est éliminée (impact esthétique et fonctionnel).

Les perturbations occlusales engendrées par cette para-fonction ne sont pas sans conséquences, en effet la complexité réside dans la pérennité des restaurations que l'on va réaliser sur ce type de patient. Les facteurs suivants sont des éléments majeurs pour assurer une restauration prothétique pérenne :

- La gestion des facteurs de risques (ex : gouttières nocturnes).
- L'étendue des lésions.
- L'équilibre occluso-fonctionnel (RC, DVO, désocclusion postérieure).
- Les matériaux des restaurations (composites/céramiques/matériaux hybrides).
- Le suivi.

Nous nous intéresserons plus particulièrement à des nouveaux matériaux de restaurations usinés par CFAO (Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur).

L'étendue des lésions impactera la quantité de tissus dentaires résiduels, le type de substrat et donc la possibilité de collage mais aussi le type de restaurations (partielles ou périphériques) et le choix du matériau de restauration.

Les prothèses étant soumises aux risques propres à chaque étiologie, et dans le cas de bruxisme, au risque de fracture/usure par serrement et grincements excessifs des dents, il convient de réfléchir au matériau le plus approprié pour assurer la pérennité des reconstitutions mais aussi éviter l'usure des dents antagonistes restaurées ou pas.

- Conséquences pour le parodonte et les tissus mous : rétractions gingivales, fissures, migrations ou mobilité des dents, exostoses, morsures des joues, des lèvres, et des bords latéraux de la langue (images G/E/C/H).
- Conséquences pour le tissu osseux (images H/E/F).

Os alvéolaire épais, associé à des exostoses alvéolaires, on retrouve aussi des exostoses goniales et des calcifications péri-mandibulaires.

- Conséquences musculo-articulaires (image F).

L'hyperactivité des muscles masticateurs provoque généralement une hypertrophie ou hyperdensité massétérine, et peuvent également provoquer une raideur, une fatigue, des tensions ou des douleurs des muscles masticateurs. Le bruxisme est en effet un facteur étiologique potentiel des douleurs musculaires.

Cependant les relations entre le bruxisme et les DTM (désordres temporaux mandibulaires) sont un sujet de controverse (20/21).

- Conséquences esthétiques et psychologiques.

L'usure dentaire entraîne une perte de longueur des dents, notamment antérieures, perturbant ainsi la ligne du sourire, perte d'embrasure, dyschromie liée à la dentine exposée, perte de dimension verticale d'occlusion et affaissement de l'étage inférieur de la face accentuant le vieillissement de la face. Cet affaissement aura un impact sur la phonation, qui peut être très handicapant pour la vie socio-professionnelle du patient. Cet impact esthétique chez certains patients entraîne une perte de confiance en soi, les patients sourient peu ou découvrent très peu leurs dents lors du sourire. Il est donc fondamental de prendre en compte les propriétés esthétiques du futur matériau de restauration.

- Comorbidités.

Migraines (22,23) :

Selon une étude de Van der Meer et Al. de 2016, le bruxisme est une comorbidité des céphalées en lien avec une dysfonction temporo-mandibulaire.

Acouphènes (24) :

Fernandes et Al. en 2014 concluent à l'existence d'une association entre bruxisme du sommeil, DTM douloureux et acouphènes auto-déclarés.

Posturologie (25) :

Il y aurait un lien entre la posture de la tête et le bruxisme. En effet, les jeunes adultes bruxeurs du sommeil présentent une posture cervicale plus en avant.

1.3. Diagnostic

Reconnaitre la para-fonction est fondamental pour l'odontologiste. Les approches non instrumentales (notamment l'auto-évaluation) et instrumentales (notamment l'électromyographie) peuvent être utilisées pour évaluer le bruxisme. Selon le consensus international établi par Lobbezoo en 2013 (26), le diagnostic du bruxisme est dit :

- « possible » s'il est déterminé selon l'anamnèse et le questionnaire.
- « probable » si on y ajoute l'examen clinique et des modèles d'études.
- « définitif » si on complète notre examen par la polysomnographie ou l'électromyographie avec préférentiellement des enregistrements audio-visuels pour recueillir une appréciation du nombre de contacts dentaires.

En effet, la polysomnographie et l'électromyographie sont des examens objectifs à contrario de l'anamnèse et l'examen clinique qui sont subjectifs et donc source de biais mais qui restent les plus utilisés en clinique.

Le questionnaire (27)

Le patient est invité à répondre à des questions simples types :

- Est-ce que vos dents, vos gencives, ou vos muscles masticateurs sont douloureux au réveil ?
- Est-ce que quelqu'un vous a entendu grincer des dents la nuit ?
- Est-ce que votre mâchoire est toujours fatiguée ou douloureuse le matin au réveil ?
- Prenez-vous des médicaments de type neuroleptiques ?
- Habitudes de vies (tabac, stress, alcool, drogue...) ?

Examens cliniques

- Exo buccal :

La palpation musculaire (masséter, temporal, ptérygoïdien) : recherche d'hypertrophie, asymétrie...

La palpation des articulations temporo-mandibulaires recherchera la mobilité des condyles (symétrie), des claquements, ressauts ou craquements lors des mouvements mandibulaires, faisant évoquer un syndrome dysfonctionnel de l'appareil manducateur. L'observation des mouvements mandibulaires à la fois en qualité (limitation, déviation avec ou sans recentrage, ressauts) et en quantité (valeur de l'amplitude de l'abaissement mandibulaire, des mouvements de propulsion et de latéralité).

- Endo-buccal :

Mise en évidence les possibles conséquences des grincements et serremments dentaires, afin de poser un diagnostic précis du type d'usure (attrition, érosion, abrasion, abfraction) le praticien doit observer les caractéristiques de ces lésions :

- Leur aspect : mat, brillant, poli, lisse.
- Leur morphologie : en cuvette, en encoche, atypique.
- Leur topographie : contours, extension.
- Leur nombre : isolées, généralisées.

- Leur localisation : vestibulaire, lingual/palatin, symétrique ou non.
- Les colorations éventuelles (qui peuvent évoquer une origine alimentaire).
- La présence ou non de douleur.

Rappelle sur les différents types d'usure dentaire :

On distingue les usures :

Mécaniques : Attrition, Abrasion, Abraction et Chimique : Érosion.

- L'attrition (ou usure abrasive à 2 corps) :

L'attrition est une usure dentaire mécanique due aux seuls contacts dentaires et aux forces masticatrices physiologiques ou para-fonctionnelles sans interposition extérieure. Elle peut ainsi être considérée comme physiologique en cas d'usure fonctionnelle ou pathologique en cas de para-fonction comme le bruxisme.



Fig.5 : Usures dentaires du bloc antérieur mandibulaire de type attrition.

L'attrition se caractérise par des surfaces plates à angle vif, sans saillie, entre deux dents antagonistes. À cette attrition peut se rajouter d'autres usures comme l'érosion, notamment chez les sujets atteints de RGO.

Face à ce type d'usure, le chirurgien-dentiste ne peut poser le diagnostic de bruxisme, cependant ces usures aideront le chirurgien-dentiste dans la recherche de signes cliniques d'une para-fonction occlusale. Les restaurations prothétiques mises en place ne doivent en aucun cas accentuer ces phénomènes d'usure par attrition.

- L'abrasion (ou usure abrasive à 3 corps) :



Fig.6 : Usures de type abrasion.

L'abrasion correspond à l'usure des dents par des contacts répétés avec des corps étrangers (ex : brosse à dent, aliment abrasif). C'est un mécanisme d'usure à trois corps contrairement à l'attrition qui oppose seulement deux corps. Il en résulte des surfaces émoussées, satinées, qui ne se correspondent pas en occlusion.

- L'abfraction (ou usure de fatigue) :

Elle correspond à une flexion dentaire qui initie la fragmentation superficielle de l'émail cervical. Elle est due à la combinaison de contrainte de traction, de pression, et d'usures mécaniques et chimiques, entraînant la rupture des prismes d'émail.

- L'érosion (ou usure bio-corrosive) :



Fig.7 : Patient atteint d'usures dentaires de type érosion avec exposition dentinaire.

L'érosion dentaire intrinsèque est liée aux acides gastriques et associée à l'anorexie-boulimie avec vomissements, plus fréquente chez l'adolescente, ou aux reflux gastro-œsophagiens, en particulier chez l'enfant obèse. D'origine extrinsèque, le diagnostic est confirmé par un mauvais comportement alimentaire (consommation répétée d'agrumes, de boissons acides comme les sodas, boissons énergétiques ou prémix alcoolisés, et

mode de consommation en les sirotant). L'érosion dentaire peut être associée à des usures de type mécanique (abrasion et/ou attrition), on parle alors d'usure mixte.

La sévérité des usures dentaires pourra être évaluée grâce à l'indice Johansson et coll.

Stade 0	-Absence d'usure, -Morphologie incisale/occlusale intacte.
Stade 1	-Usure limitée à l'émail, -Morphologie incisale/occlusale légèrement altérée.
Stade 2	-Usure exposant des zones parcellaires de dentine, -Morphologie incisale/occlusale altérée avec réduction coronaire.
Stade 3	-Usure exposant d'importantes zones de dentines (< 2mm ²), -Morphologie incisale/occlusale totalement perdue par endroits, avec réduction coronaire substantielle.
Stade 4	-Usure majeure exposant la dentine secondaire, -Morphologie incisale/occlusale inexistante.

Fig.8 : Sévérité des usures dentaire selon Johansson et coll.

Il est évidemment fondamental d'évaluer la sévérité des usures des tissus dentaires car le matériau de restauration devra être adapté en fonction de la quantité de tissu résiduel, du type de substrat (émail/dentine) qui influencera le collage mais aussi les potentielles dyschromies à masquer. Dans le cas d'une usure légère à restaurer, le matériau devra être suffisamment résistant pour être utilisé en faible épaisseur 0,5-1mm. Il est fondamental de prendre en compte l'état (fracture/usure/ « chipping ») des restaurations prothétiques antagonistes/adjacentes éventuelles qui influenceront aussi le choix du matériau de restauration.

Nous verrons par la suite l'importance face à ce type de patient, du choix du concept thérapeutique et du type de matériaux, dans le but de restaurer au mieux la fonction manducatrice du patient, et d'assurer la pérennité de nos restaurations prothétiques.

On analysera les rapports intra et inter arcades, la présence de prématurés, interférences. Le guide antérieur (surplomb, recouvrement) sera aussi évalué.

On analysera les tissus parodontaux et tissus mous à la recherche des signes cliniques d'un éventuel bruxisme (morsures linguales/jugales, mobilité dentaire, récessions ...).

Les examens complémentaires :

- La panoramique : elle est notamment utile lors de l'observation des ATM (remodelage condylien) et des angles mandibulaires (exostoses goniales) et de la dentition (rétraction pulpaire, usures...).
- Les dispositifs intra-buccaux (plaques de morsures pour évaluer les forces exercées pendant un épisode de bruxisme).
- L'électromyographie : étudie l'activité des muscles masticateurs pendant le sommeil. Les patients atteints de bruxisme nocturne présentaient une plus forte activité musculaire pendant le sommeil que les personnes en bonne santé.
- La polysomnographie : examen visant à étudier la physiologie du sommeil. Ce test permet d'identifier différents troubles du sommeil. Le patient devra être hospitalisé, cet examen sera donc réservé dans les cas sévères de bruxisme/trouble du sommeil de l'adulte et de l'enfant. C'est un examen de référence dans le diagnostic objectif du bruxisme.

Prise en charge et approche thérapeutique :

Les chirurgiens-dentistes doivent être conscients de l'étiologie, de la physiopathologie et des stratégies de gestion potentielles du bruxisme. La prise en charge du patient devra être pluridisciplinaire (sophrologue, psychiatre, psychologue, médecin du sommeil, dentiste...) étant donné l'étiologie plurifactorielle du bruxisme.

Le traitement du bruxisme reste compliqué, la prise en charge bucco-dentaire ne permet en aucun cas de traiter le bruxisme, cependant elle permet prévenir/diminuer les effets néfastes de ce dernier sur l'appareil manducateur.

Il est indispensable pour l'odontologiste de diagnostiquer au préalable ce bruxisme, afin d'assurer si nécessaire une réhabilitation prothétique la plus pérenne possible, cela passe notamment par le choix du matériau et du type de restauration.

Chaque traitement doit être individualisé, pluridisciplinaire et doit tenir compte de la demande du patient. En effet, une approche centrée sur le patient est indispensable.

Le terme de gestion du bruxisme à celui de traitement est préférable, il n'existe pas de traitement miracle.

Pour conclure, le dépistage, la détermination des étiologies, l'évaluation de la sévérité, le traitement et la prévention des lésions devront être traités selon une approche pluridisciplinaire. Le chirurgien-dentiste détient le rôle central dans le dépistage du bruxisme. Face à un patient dont le diagnostic de bruxisme a été posé, présentant des lésions d'usures dentaires nécessitant d'être restaurées durablement, le praticien devra s'adapter à l'évolution des concepts et des matériaux dans le traitement de l'usure en choisissant les matériaux les plus adaptés.

II. Les nouveaux matériaux.

Le principe biomimétique est un élément fondamental en odontologie moderne, l'objectif est d'obtenir un matériau qui simulera au mieux le comportement de l'émail et de la dentine et à l'obtention d'une restauration compatible avec les propriétés mécaniques, biologiques et optiques des tissus dentaires sous-jacents mais aussi des tissus dentaires antagonistes. En effet, un matériau trop abrasif risquerait d'entraîner une usure des tissus dentaires antagonistes et/ou proximaux, phénomène qui sera aggravé dans le cas de bruxomanies et par opposition un matériau qui n'est pas suffisamment rigide sera trop rapidement usé et les rapports occlusaux en seront perturbés.

2.1. La dent, notre modèle de référence.

Afin de reproduire au mieux une analogie biomimétique entre la dent naturelle et les restaurations mises en place, il semble important de rappeler la structure et la composition de l'émail et de la dentine ainsi que les propriétés de ces tissus dentaires.

L'émail est une substance très dure, acellulaire, formée de prismes minéraux à plus de 90% (calcium et phosphate sous forme de cristaux d'hydroxyapatite) à partir d'une matrice organique.

L'architecture et la composition de l'émail lui confèrent des propriétés mécaniques importantes.

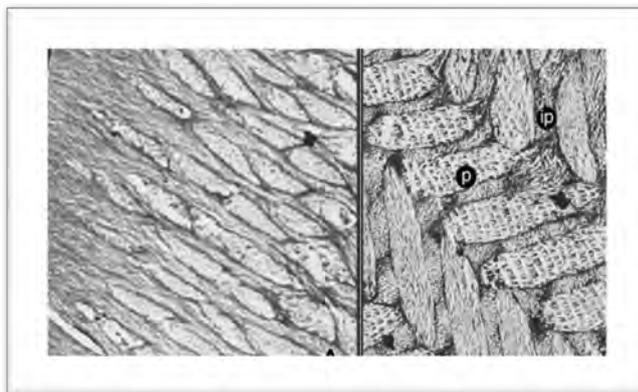


Fig.9 : Structure de l'émail prismatic par microscopie électronique à balayage mettant en évidence l'émail non prismatic (gauche) et l'émail prismatic (droite) avec les prismes (p) et la zone interprismatic (ip) (28).

La dentine est la portion minéralisée du complexe pulpo-dentinaire, elle est plus dure que l'os et plus souple que l'émail. C'est un tissu traversé par les tubules contenant les prolongements cytoplasmiques provenant des odontoblastes.

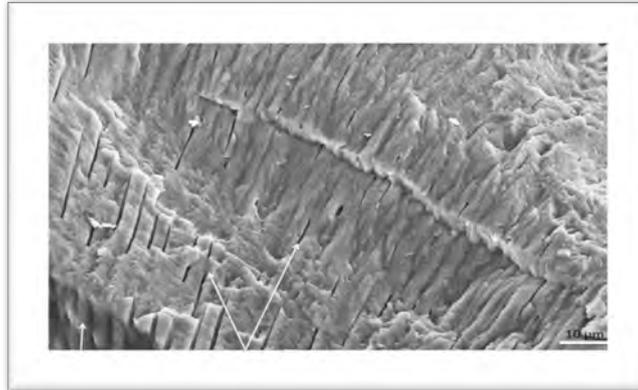


Fig.10 : Structure de la dentine par microscopie électronique à balayage (29).

La dentine quant à elle, est constituée à 70% d'hydroxyapatite, 20% de matrice organique et 10% d'eau. Elle est le constituant principal de l'organe dentaire, sa composition lui confère des propriétés différentes de l'émail, moins minéralisée et moins friable mais indispensable comme support à l'émail.

Elle présente une structure caniculaire particulière, cette dernière confère à la dentine sa perméabilité et sa capacité à réagir face aux stimuli externes de nature physico-chimique, tactile et thermique.

En 1991, Seghi RR et al. (30) mentionnait déjà « un matériau de reconstruction prothétique qui remplace l'émail doit avoir des caractéristiques fonctionnelles identiques, afin de ne pas développer plus d'usure sur l'émail antagoniste que ne le ferait l'émail lui-même ».

Il est donc nécessaire de s'intéresser aux propriétés des deux tissus, afin de produire des matériaux aux propriétés les plus semblables.

L'architecture alignée des deux tissus dentaires est à l'origine de leurs caractères anisotropiques (pourra présenter différentes caractéristiques selon son orientation.) Cette particularité structurale est impliquée dans l'esthétique, la propagation de la lumière mais aussi les propriétés mécaniques des tissus dentaires.

La jonction amélo-dentinaire joue le rôle de barrière en freinant la propagation des fissures à l'interface entre l'émail et la dentine ce qui permet de limiter naturellement les concentrations de contrainte à l'interface entre l'émail et la dentine. En effet cette jonction a un rôle amortisseur considérable c'est pourquoi conserver la jonction email-dentine est judicieux, quand cela est possible. L'une des principales causes d'échecs des restaurations collées est la présence de contraintes à l'interface dent/restauration du fait de l'absence de transition progressive des propriétés mécaniques au sein de l'assemblage (84).

2.2. Rappel des principales propriétés étudiées sur un matériau testé.

Afin de caractériser un matériau, un ensemble de propriétés sont prises en compte. Il s'agit des propriétés mécaniques, physiques, de l'étanchéité, de la bio-compatibilité, de la longévité, de l'esthétique, de l'ergonomie, du coût, de la compatibilité avec la procédure thérapeutique, de la bio-activité et de la radio-opacité...

Comme dit précédemment, un matériau qui est destiné à remplacer une perte tissulaire dentaire doit avoir des propriétés les plus proches de la substance à remplacer, c'est pourquoi il est indispensable de connaître les propriétés des tissus à remplacer.

Nous nous intéressons essentiellement dans cette étude aux propriétés mécaniques.

- Dureté

C'est la capacité de la surface d'un matériau à résister à une déformation plastique. Les essais sont basés sur la pénétration forcée d'un indenteur à la surface du matériau. La mesure de la profondeur de l'empreinte faite par l'indenteur va permettre de déterminer la valeur de dureté. C'est un indicateur d'aptitude au polissage, à l'usinage (fraisage) et à la résistance à l'usure.

La dureté va influencer la résistance à l'usure, car selon Réaumur en 1822, la dureté d'un corps est la propriété qu'il possède d'en rayer un autre et ne pas être rayé par lui. La dureté est considérée comme étant la propriété mécanique majeure qui gouverne la résistance à l'usure. La dureté va aussi influencer la transmission des contraintes occlusales au sein du matériau et à la dent traitée de même qu'aux dents antagonistes, ainsi que l'aptitude au polissage du matériau. Les tests de dureté les plus utilisés en odontologie sont les mesures de micro dureté Vickers (HV) ou Knoop (HK).

La dureté Vickers, notée HV pour « Hardness Vickers », consiste à appliquer une charge progressive (F) pendant 15 secondes et maintenue à sa valeur maximale pendant 15 secondes supplémentaires. L'indenteur utilisé est une pyramide de diamant à base carrée, la mesure de la profondeur de l'empreinte faite par l'indenteur va permettre de déterminer la valeur de dureté.

Lors de la fonction masticatrice ou en présence de parafunctions telles que le bruxisme, les surfaces dentaires vont être soumises à des forces de frottement générant une perte de matériau à partir de la surface, une dégradation de l'état de surface du matériau, et une altération de la forme de la restauration.

- Ténacité

La ténacité, mesurée en $\text{Mpa}\cdot\text{m}^{1/2}$, est la résistance à la progression d'une fissure pré-existante. La ténacité est une propriété essentielle, elle s'oppose à la fragilité. Une ténacité élevée peut laisser espérer une durée de fonctionnement élevée et donc une pérennité de la prothèse importante.

- La résistance à la traction et mesure du module de YOUNG

Cet essai, très simple et source d'information, consiste à appliquer sur le matériau une force de traction jusqu'à sa rupture. Ainsi, l'application d'une force sur l'éprouvette va entraîner initialement une déformation élastique réversible suivie d'une déformation plastique irréversible.

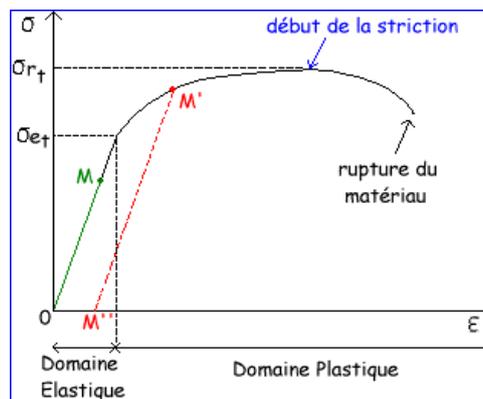


Fig.11 : Diagramme déformation/contrainte.

De cet essai, on peut notamment déterminer le module de Young.

Le module de Young ou module d'élasticité, exprimé en Pascal, correspond à la partie linéaire de la courbe de traction. Il s'agit de la déformation élastique. C'est une grandeur physique qui relie la contrainte de traction et le début de la déformation d'un matériau. Un matériau dont le module de Young est élevé est rigide et inversement un matériau qui présente un module de Young bas sera souple.

- Résistance à la compression

La résistance à la compression est une grandeur mécanique qui permet d'évaluer la charge d'écrasement maximale que le matériau peut supporter avant déformation irréversible et fêlure ou fracture. Cette grandeur physique est évidemment un dépendante de la composition du biomatériau.

- Résistance à la flexion

La résistance en flexion est une grandeur physique exprimée en Pascal. Elle caractérise l'aptitude d'un matériau à résister à une déformation plastique. En effet au-delà d'une certaine force appliquée le matériau subit une déformation irréversible qui aboutit à la fracture. C'est une propriété nécessaire pour un matériau sollicité constamment par des forces masticatoires.

Comme l'essai de traction ou de compression, l'essai de flexion est utilisé pour déterminer la contrainte à la rupture d'un matériau. Test de flexion en 3 points est le test le plus utilisé.

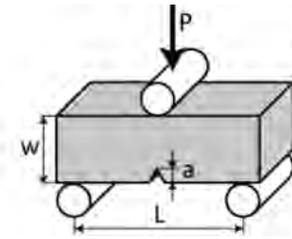


Fig.12 : schéma illustrant le test de la flexion en 3 points.

- Résistance au cisaillement

Ce test permet, dans le cadre d'une restauration collée, d'évaluer la valeur d'adhésion des matériaux aux tissus dentaires résiduels. C'est au niveau de l'interface dent-matériau qu'on retrouve la zone la plus contrainte aux forces de cisaillement.

- Résistance au fluage

Le fluage, noté en pourcentage, correspond à une déformation d'ensemble du matériau sous l'action de contraintes constantes ou variables qui se produit dans le temps. Il s'agit d'une déformation plastique qui aura pour conséquence une décohésion des bords de la restauration et donc une dégradation de l'adaptation marginale. Le fluage est dépendant de la température, de la contrainte appliquée et de la durée d'application de cette contrainte.

- Résistance à la fatigue

L'application et le retrait de contraintes, même si celles-ci sont inférieures à la limite d'élasticité du matériau, répétées de nombreuses fois peuvent entraîner la rupture du matériau : c'est le phénomène de fatigue. La fatigue est à l'origine de nombreuses fractures des matériaux prothétiques, c'est pourquoi il est indispensable de prendre en compte cette propriété.

- Résistance à l'usure

Lors de la fonction masticatrice ou lors d'épisodes de grincement/serrement retrouvés chez les patients bruxomanes, les surfaces dentaires restaurées vont être soumises à des forces de frottement générant une perte de matériau à partir de la surface, une dégradation de l'état de surface du matériau, et une altération de la forme de la restauration. Dans le cas où la résistance à l'abrasion du matériau est plus faible que celle des tissus dentaires, une « marche » au niveau marginal de l'obturation peut être créée.

Archard a ainsi montré que le matériau le plus dur résiste mieux à l'usure abrasive. Cependant, la corrélation entre dureté et usure abrasive n'est pas simple.

La vitesse d'usure est principalement dépendante de la dureté de l'abrasif ainsi que celle du matériau antagoniste.

Selon l'American Dental Association (ADA), l'usure physiologique de l'émail est d'environ 50 micromètres par an pour les molaires et 30 micromètres par an pour les prémolaires cela s'explique aussi par la position physiologique des dents et leurs rôles dans la

mastication. Les matériaux de restauration dentaire devraient avoir une résistance à l'usure similaire à celle de l'émail.

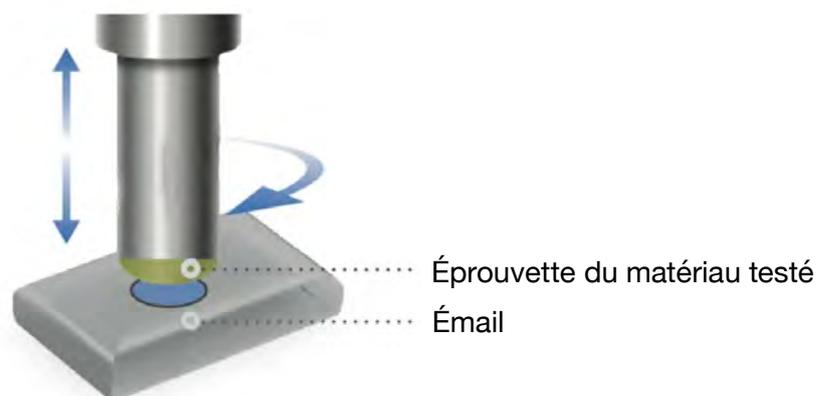


Fig.13 : Schéma illustrant un test d'usure sur l'émail d'un matériau prothétique testé. (38)

Propriétés mécaniques	Émail	Dentine
Module d'élasticité	82 GPa	18,3 GPa
Résistance au cisaillement	90 MPa	138 MPa
Resistance à la compression	384 MPa	297 MPa
Dureté	242 HV	80-90 HV
Ténacité	1,5 MPa.m ^{1/2}	3,1 MPa.m ^{1/2}

Fig.14 : Tableau comparant les propriétés de l'émail et de la dentine (30,33,34,35).

Comme le montre les propriétés énumérées, la dentine est une structure moins rigide (élasticité : 18-20MPa) que l'émail. La ténacité et les propriétés mécaniques en général sont très variables selon que la contrainte est exercée parallèlement ou perpendiculairement aux tubules (caractère anisotropique).

Les propriétés physiques (thermiques, optiques, et de surfaces) devront évidemment être prises en compte dans le choix du matériau. En effet, la conductivité thermique des matériaux doit être faible pour protéger l'organe dentino-pulpaire, les matériaux doivent pouvoir être traités (améliorer leur mouillabilité grâce à des traitements de surface qui augmentent les rugosités) pour adhérer aux structures dentaires.

Les recherches devront aussi évaluer les propriétés biologiques du matériau (biocompatibilité) qui devra s'intégrer dans l'environnement sans causer de nuisance.

**Lors de la perte des tissus dentaires, pour différentes étiologies possibles comme vu précédemment, il est cohérent de vouloir utiliser un matériau qui s'approche le plus des propriétés des tissus perdus. (Willem et coll., 1993)
Un matériau biomimétique permettant de réaliser des restaurations prothétiques devrait ainsi présenter – comme l'émail et la dentine - plusieurs caractéristiques lui permettant de retarder la propagation des fissures, pour bien résister aux phénomènes de fatigue existant dans le milieu buccal d'autant plus marqué chez un patient atteint de bruxomanie. La biocompatibilité c'est à dire la capacité du matériau à s'intégrer dans l'environnement sans causer de nuisance est un facteur à prendre considérablement en compte dans le choix du matériau.**

2.3. Composites vs céramiques

Aujourd'hui, une question se pose : quels sont les matériaux les plus adaptés dont dispose le chirurgien-dentiste afin de répondre au mieux à cette perte de tissus dentaires ?

Nous nous intéresserons essentiellement à la restauration de dents postérieures obtenue par des techniques indirectes collées du type inlay, onlay, overlay, tables tops et veneerlay qui sont des éléments majeurs de la dentisterie actuelle, notamment obtenues par des blocs préfabriqués industriellement pour la CFAO (Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur).

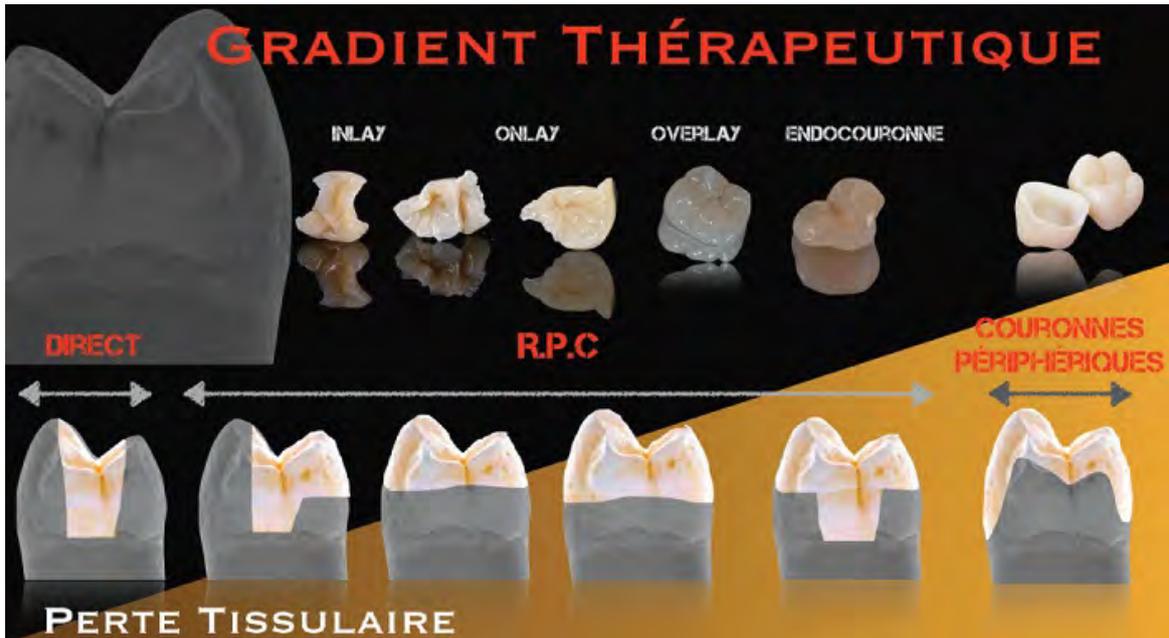


Fig.15 : Préparations partielles collées et notion de gradient thérapeutique (94).

Un élément-clé de la dentisterie moderne est la notion comme dit précédemment d'économie tissulaire c'est pourquoi les matériaux de restauration devront être adaptés à des préparations à minima. Le niveau de délabrement de la dent influencera le choix du type de restauration mais aussi du type de matériau. Les échecs des restaurations partielles sont plus faciles à gérer que les échecs des restaurations périphériques et la dent reste conservée et par conséquent la réalisation d'une nouvelle restauration partielle reste possible.

Rappels sur les composites :

Inventés en 1962, par Raphael Bowen, à partir d'un monomère : BisGMA issu du bisphénol A.

Depuis, les résines composites utilisées en dentisterie n'ont cessé d'évoluer, pour être aujourd'hui le matériau de choix dans les reconstitutions directes mais aussi dans certains cas dans les reconstitutions indirectes partielles.

Définis par une matrice organique (matrice de résine) associée grâce à un agent de couplage, le silane, à des charges le plus souvent d'origine minérale (elles augmentent les propriétés mécaniques du composite).

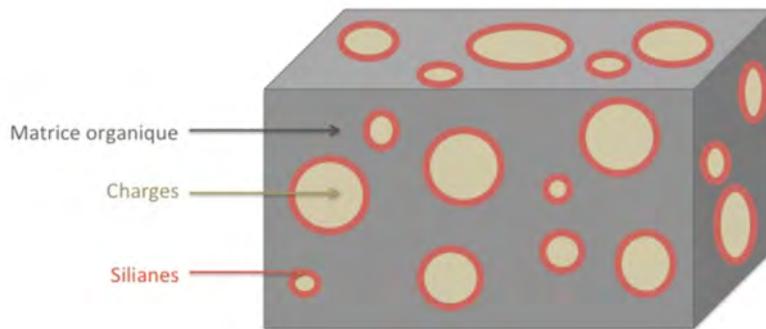


Fig.16 : Représentation schématique d'un composite d'après Raskin (31).

Classification des composites :

De nos jours, il existe un grand nombre de résines composites sur le marché dentaire, on peut classer les composites selon différents critères, notamment en fonction du pourcentage, de la taille et de la composition de particules de charges entrant dans leurs constitutions. Cependant, actuellement on utilise pour les restaurations indirectes essentiellement des résines composites hybrides (UDMA/Bis GMA) micro et macro chargées.

Le mode de polymérisation (photopolymérisation et/ou chémozopolymérisation) est aussi un critère de classification, ainsi que la viscosité (fluide, moyenne viscosité, haute viscosité).

En technique indirecte, en passant par le laboratoire, notamment pour la réalisation de restauration partielle indirecte collée type inlay/onlay/overlay, les composites pourront être montés traditionnellement par le prothésiste ou alors usinés dans des blocs fabriqués industriellement (CFAO).

Le développement des procédés de CFAO a permis de faire évoluer le monde des composites indirects en introduisant, dans les années 2010, des matériaux à haute performance, produits industriellement et secondairement usinés ; exemple du Paradigm™ MZ100 considéré comme le premier bloc de composite usinable commercialisé (année 2000). On retrouve aussi le Telio® CAD chez Ivoclar Vivadent et le Vita CAD Temp® chez VITA.

Par rapport à la technique directe, les restaurations partielles collées (RPC) réalisées en technique indirecte présentent plusieurs avantages :

- Le procédé de fabrication industriel diminue la présence de défauts dans le matériau et en augmente l'homogénéité de ce dernier ainsi que la fiabilité.
- L'augmentation du taux de polymérisation par un procédé de polymérisation plus performante (haute température et haute pression), ayant pour conséquence

l'augmentation des propriétés mécaniques et de la biocompatibilité de la restauration.

- La limitation du retrait de polymérisation, et donc des contraintes liées à ce retrait.

Ainsi, le degré de conversion des monomères influence le risque de relargage de monomère, il est important d'optimiser leur polymérisation afin de réduire les effets négatifs liés à leur relargage. Aujourd'hui les résines composites sont considérées comme étant biocompatibles malgré la libération de monomères qui reste inévitable (90).

Les composites directs qui sont les plus utilisés actuellement sont les microhybrides et microhybrides nanochargés ; exemple du Tetric Evoceram de chez Ivoclar Vivadent. Ils présentent un taux de charge en poids plus important, leurs propriétés mécaniques sont par conséquent nettement plus élevées, la rétraction de polymérisation et le coefficient d'expansion thermique sont réduits, et les propriétés optiques du matériau sont améliorées (36). Cependant, dans le cas d'usure modérée à sévère généralisée chez un patient nécessitant une prise en charge globale, leur indication reste non recommandée (96).

	Composites hybrides (méthode directe) Ex : Tetric Evoceram Ivoclar Vivadent	Usinables Blocs CFAO Ex : ParadigmTM MZ100
Résistance a la flexion En MPa	100-110	157
Dureté en VHN	57	115
Module d'élasticité En GPa	9,5	12

Fig.17 : Caractéristiques des composites pouvant être utilisés dans la réalisation des restaurations partielles directes (Tetric) ou indirectes (Paradigm) (36,37).

Comme évoqué précédemment, le pourcentage de charges (en poids ou en volume) conditionne les propriétés physiques et mécaniques d'un composite. Les composites utilisés dans la confection d'inlays-onlays (laboratoire ou sous forme de blocs usinables) sont des composites microhybrides, nanochargés et nano-hybrides. Ils sont identiques ou équivalent à ceux utilisés en technique directe. La seule différence réside dans le fait qu'ils sont polymérisés à des pressions et à des températures supérieures afin d'augmenter leur degré de conversion et d'améliorer leurs propriétés physiques et mécaniques.

Dans des conditions cliniques contrôlées, les inlays/onlays en résine composite indirecte ont présenté un taux de réussite d'environ 90 % après dix ans. Les performances cliniques de la restauration indirecte en résine composite sont donc fiables pour la restauration de perte de substance de petit à moyen défaut à long terme. (32)

De par leurs propriétés mécaniques, les composites sont en partie élastiques ce qui les rend capable d'absorber certaines forces masticatoire et donc de réduire fortement les risques de fissures. De plus ils présentent un coût de fabrication moins importante que la céramique.

Cependant la résistance superficielle des composites étant plus faible que celle de la céramique traditionnelle, ce matériau a tendance à s'user plus vite.

La dureté, selon Vickers, des matériaux composites utilisés est comparable à celle de la dentine et reste plus faible que celle de l'émail.

Chez un patient atteint de bruxisme, les conséquences de cette usure précoce entraînera une perturbation des rapports occlusaux et potentiellement une perte de la dimension verticale d'occlusion et donc un risque d'échec de prise en charge.

Une autre complication des résines composites est liée au phénomène de contraction de polymérisation qui entraîne des risques de percolations, donc de décollement et d'apparition de lésions carieuses secondaires (principales causes d'échec). (85)

Rappels sur les céramiques :

« Élément solide, inorganique et non métallique » nécessitant de hautes températures lors de leur fabrication (cuisson/frittage).

La céramique est un composé minéral à structure biphasée car elle présente une phase amorphe (verre) à tendance fragile mais qui présente un rôle esthétique (translucidité) et une aptitude au collage à la pièce céramique, dans laquelle est dispersée une phase cristalline (cristaux) très organisée qui augmente la résistance du verre.

Il existe trois grandes familles de céramiques qui sont classifiées en fonction de leur composition chimique, en fonction de la présence plus ou moins importante de la phase cristalline d'après Mainjot (81) :

- Feldspathiques (70% de verres/30% de cristaux) : composées d'une matrice vitreuse (prépondérante) dans laquelle des particules cristallines sont dispersées.

Les propriétés optiques et l'aptitude au collage en font encore aujourd'hui le gold standard des restaurations esthétiques lorsqu'elles sont travaillées artisanalement. Le collage est indispensable.

- Vitrocéramiques renforcées (30% de verres/70% de cristaux) : la partie cristalline est augmentée renforçant ainsi les propriétés mécaniques tout en assurant des qualités esthétiques (enrichie en disilicate de lithium/silicate de lithium/zircone). Le collage est recommandé (pièce ≤ 1 mm d'épaisseur) mais elles peuvent parfois être scellées ($>1,5$ mm).
- Polycristallines ($>90\%$ de cristaux) : à base d'oxyde de zirconium ou oxyde d'aluminium, les propriétés mécaniques sont majeures mais la translucidité et l'aptitude au collage sont faibles (exemple de la zircone 3Y-TZP). Le scellement est recommandé.

Plus la phase cristalline est importante, plus les propriétés mécaniques sont importantes (rigidité et résistance à la flexion), mais en contrepartie les propriétés esthétiques sont moins bonnes, ainsi que l'aptitude du matériau à être collé. Ces deux dernières propriétés sont directement liées à la présence de la phase vitreuse au sein du matériau. Ainsi, les céramiques ayant une phase vitreuse sont indiquées dans les restaurations partielles collées indirectes car elles peuvent être collées (ex : vitrocéramique renforcée en disilicate de lithium : IPS e.max® CAD Ivoclar).

Alors que les restaurations types céramiques cristallines (zircone) seront dédiées aux couronnes périphériques ou bien aux restaurations partielles indirectes scellées de gros volume (ex : IPS e.max® zirCAD Ivoclar). (81)

Il est possible de stabiliser partiellement la zircone (YTZP) en phase tétragonale afin de bénéficier d'un « renforcement par microfissuration » et d'augmenter la ténacité de la pièce. Cette solution permet, en cas de contrainte et de fissuration, de passer en phase monoclinique (plus volumineuse) afin d'absorber l'énergie de propagation de la fissure. Cette propriété est intéressante dans le cas de stress occlusal important (bruxisme).

Les restaurations céramiques peuvent être obtenues par différents types de procédés de fabrication avec notamment :

- Stratification au laboratoire (liquide/poudre).
- Pressée à chaud : essentiellement avec les céramiques vitreuses.
- Usinage (CFAO) : Les céramiques usinables sont : les vitrocéramiques renforcées/ les céramiques infiltrées/ les céramiques polycristallines.

Avec l'avènement de la CFAO la pièce est obtenue par usinage dans un bloc de céramique préfabriqué.



Fig.18 : Blocs d'IPS E.MAX ZIRCAD de différentes tailles de chez IVOCCLAR VIVADENT.

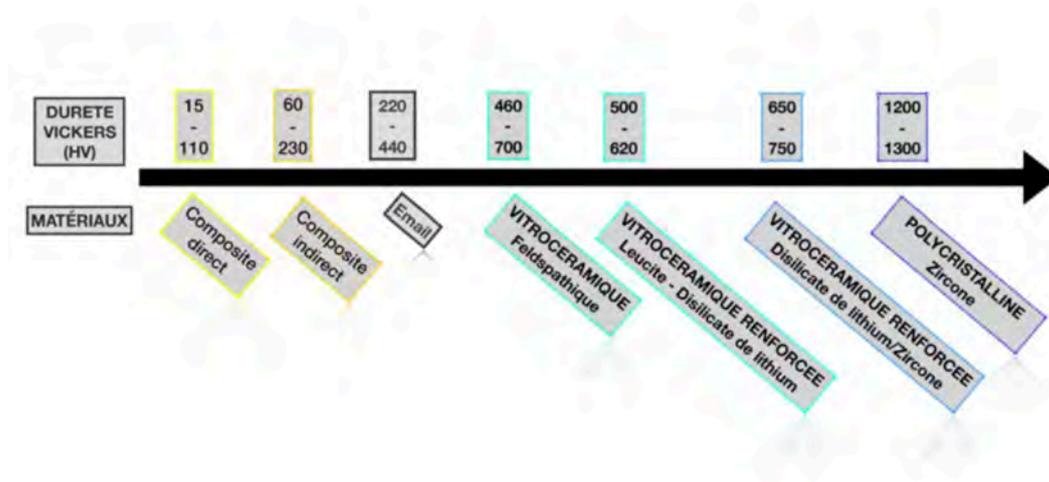


Fig.19 : Schéma illustrant la dureté selon VICKERS des céramiques par rapport aux composites et à l'émail (41).

Propriétés mécaniques :

Les céramiques sont très résistantes en compression, et présente une rigidité importante et une résistance à la flexion importante ce qui les caractérise comme à risque à la rupture fragile, sans potentielle déformation plastique. Griffith (39) a décrit la fracture d'une céramique comme résultant de la propagation d'une fissure à partir d'un défaut initiateur. Elles sont donc sensibles au phénomène de « chipping ». De plus, leur usinage est plus long que les composites CFAO et peut entraîner une usure rapide des fraises avec possibles fractures des bords fins de la restauration.

De par leur dureté, elles peuvent générer l'usure des autres structures antagonistes (émail, résine composite) (41). Cependant, la zircone présentant une surface parfaitement polie présente une bonne biocompatibilité sans risques iatrogènes pour la dentition antagoniste (97), c'est pourquoi les retouches en bouche doivent être minimales après glaçage de la céramique afin d'éviter tout effet néfaste sur les propriétés mécaniques.

Le taux de survie est de 97% et 90% à 5 et 10 pour les restaurations partielles mises en forme par CFAO. La fracture du matériau de restauration et/ou des parois dentinaires représente la plus grande cause d'échec.

	Ceramique CFAO
Résistance à la flexion MPa	IPS e.max® ZIRCAD Ivoclar: >900 (Zircone préfrittée 3Y-TZP) IPS e.max CAD Ivoclar : 344 (Vitrocéramique renforcée)
Module de Young GPa	IPS e.max® ZIRCAD Ivoclar: <200 (Zircone préfrittée 3Y-TZP) IPS e.max CAD Ivoclar : 80 (Vitrocéramique renforcée)
Ténacité Mpa/m	IPS e.max® ZIRCAD Ivoclar: 4,5 (Zircone préfrittée 3Y-TZP) IPS e.max CAD Ivoclar: 2 (Vitrocéramique renforcée)

Fig.20 : Comparaison des propriétés mécaniques de deux céramiques obtenues par CFAO (42).

Les céramiques présentent des propriétés qui s'approchent plus de celle de l'émail, et les composites à celles de la dentine.

Les céramiques étant très résistantes mais entraînent par conséquent un risque réel d'usure des dents antagonistes (44,57) et un risque de fracture, en effet les céramiques sont des matériaux à rupture fragile, c'est-à-dire cassants sans déformation préalable. Le principe selon la loi de Hooke est le suivant : plus le matériau est rigide (c'est-à-dire plus le module d'élasticité est élevé) moins il se déforme sous une charge et plus les forces sont transmises et inversement.

Les suivis cliniques révèlent que ce taux de rupture est tributaire de la céramique employée pour la réalisation de la restauration.

Ces risques étant majorés chez un patient bruxomane, chez qui l'on sait que les contraintes occlusales peuvent atteindre des valeurs 10 fois plus importantes lors d'épisodes de grincements ou serremments. (45)

Les résines composites présentent une certaine résistance à la flexion qui les rends élastiques pouvant absorber les contraintes et éviter la fracture et une dureté plus faible limitant l'usure des dents antagonistes, cependant elles s'usent plus précocement et la dent pourra alors subir une égression compensatrice (55).

Certains auteurs précisent que lorsque les patients souffrent de para fonctions comme le bruxisme, il est conseillé de s'orienter vers des restaurations partielles indirecte collées (RPIC) indirectes en résine composite. En effet, la céramique est plus rigide et plus cassante, supporte moins bien ce genre de contrainte. Le risque de fracture est alors augmenté (Edelhoff et coll., 2012) et la réintervention est plus compliquée. De plus leur dureté étant plus importante, elles entraînent un risque d'usure des dents antagonistes.

À l'inverse, certains auteurs recommandent les céramiques car elles présentent un faible degré d'usure (inférieur aux tissus durs de l'organe dentaire), et permettront de stabiliser l'occlusion et les points de contact. L'effet abrasif et la résistance à l'usure de la céramique sont influencés par l'état de surface de celle-ci. En effet une céramique non glacée représente un risque d'usure important pour le matériau opposé. Le glaçage (peu de retouche en bouche) et l'état de surface jouent un rôle protecteur contre la propagation des fissures (amélioration des propriétés mécaniques des céramiques) et le risque d'usure des dents antagonistes.

D'un point de vue esthétique, les céramiques sont le gold standard. Les céramiques présentent une très bonne stabilité colorimétrique comparer aux composites. De plus, si le patient présente des habitudes à l'environnement acide (ex : RGO associé au bruxisme), les résines composites ne sont pas recommandées à cause de leur comportement à long terme face à un milieu acide (stabilité optique et physique). Dans ce cas un matériau composé de céramique sera préféré.

Autre facteur à prendre en considération est la réintervention, en effet des réparations sont possibles par adjonction de composite pour les RPC indirectes en résine composite, alors que la réintervention est plus compliquée avec les pièces en céramiques. Les céramiques présentent un coût financier plus important pour le patient et le praticien.

L'idéal serait donc de disposer d'un matériau présentant les propriétés combinées des matériaux céramiques et composites tout en limitant leurs points faibles et en respectant la notion de gradient thérapeutique établie par Tirlet et Attal en 2009. L'évolution de la nanotechnologie a permis d'obtenir des nouveaux matériaux dits hybrides dont les propriétés semblent prometteuses et rendent ces matériaux très prometteurs en lien avec leurs comportements à l'usure mais aussi leurs aptitudes au collage.

2.4. Nouveaux matériaux hybrides.

Comme vu précédemment, le choix du matériau est un facteur clé dans la prise en charge des patients, en effet ce choix influencera sur l'usure des dents, mais aussi la durée de vie des biomatériaux en bouche.

La CFAO, est un moyen de fabriquer des pièces prothétiques grâce à une usineuse. Pour être particulièrement bien adaptés aux RPIC, les matériaux employés pour la CFAO doivent également présenter une bonne aptitude au collage. Les résines composites de laboratoire et les céramiques vitreuses renforcées représentent les deux grandes familles de matériaux qui répondent à ces exigences. Chacune d'entre elles possèdent des qualités et des inconvénients bien spécifique comme vu précédemment

Chez le patient bruxomane le choix du biomatériau de restauration doit répondre à des critères esthétiques, biomécaniques, conservateurs (mini-invasif) et de biocompatibilité (décrit par Magne et Belser en 2003).

Pour ces raisons, le système de rétention par adhésion est conseillé (47).

Un intérêt majeur des nouveaux matériaux hybrides, à la fois constitués de céramique et de résine polymère permet, théoriquement, de réunir les deux avantages de ces deux matériaux afin de proposer un seul matériau capable d'assurer la pérennité de la restauration prothétique face à des situations cliniques complexes en assurant un biomimétisme par rapport au tissus amélaire et dentinaire (46).

Les biomatériaux hybrides ont vu le jour grâce à ces nouvelles techniques. On distingue deux sous catégories de matériaux hybrides collés ;

- Les composites à charges dispersées dont les plus connus sont Lava Ultimate ; 3M ESPE et Cerasmart ; GCDental Products.
- Les « PICNs » (Polymer Infiltrated Ceramic Network) un réseau de céramique infiltré par un polymère, le matériau commercialisé le plus connu est ENAMIC de chez VITA considéré actuellement comme le seul PICN.

En effet ils sont composés d'au moins deux composants qui sont intimement liés. Les composites traditionnels possèdent une matrice résineuse renforcée par des charges minérales. Pour les hybrides il s'agit d'une matrice minérale infiltrée par de la résine. Les deux phases sont liées par du silane.

Les blocs de « céramique hybride » CAD/CAM répondent selon les fabricants aux propriétés combinées des matériaux céramiques et composites adaptés aux restaurations postérieures. Ces matériaux peuvent présenter un intérêt pour des patients où la nécessité d'amortir les contraintes occlusales est nécessaire, en particulier dans les

cas de bruxisme. En effet, un des éléments communs à ses différents matériaux hybrides est **la notion d'absorption de chocs**.

Le champ d'application de ces nouveaux matériaux est étendu essentiellement aux restaurations postérieures partielles collées mais tend à évoluer vers les restaurations antérieures à visées esthétiques.

Les « nouveaux » matériaux hybrides étudiés dans ces études sont les plus connus et utilisés ;

2.4.1. Réseau de céramique infiltré par un polymère ou PICN (Polymer infiltrated ceramic network) :

- Blocs d'ENAMIC® (Vita)



Fig 21 : Blocs usinables de Vita Enamic (55).

Apparue en 2013 sur le marché, cette nouvelle catégorie de résine composite présente une structure différente des « composites classiques ». Elle est souvent nommée « céramique hybride » car elle se compose d'un réseau de céramique infiltré par un polymère ou PICN.

Ce matériau est composé d'un réseau de polymère composé d'UDMA et de TEGDMA et d'un autre réseau composé de céramique feldspathique renforcée en oxyde d'aluminium créant un composite à phases interpénétrées. Il y a donc présence d'un double réseau vitrocéramique/UDMA, TEGDMA (58,59). Le réseau de vitrocéramique préalablement fritté (75 % du volume) puis infiltré par un mélange de monomères (UDMA et TEGDMA), lesquels sont secondairement polymérisés selon un procédé particulier alliant haute température et haute pression (HT-HP).

Ainsi, grâce à ses propriétés mécaniques proches de celles de la dent naturelle, il semble être un bon compromis et a été validé pour les restaurations unitaires telles que les inlays, onlays overlays ainsi que pour les couronnes unitaires (53). L'inconvénient majeur est qu'il manque un recul clinique à long terme et contrairement au maquillage des

céramiques qui subissent un traitement thermique et permet, par le jeu des très nombreux maquillants (shades et stains), un travail poussé sur le jeu des couleurs (voire simuler une transparence), le maquillage des matériaux hybrides sera plus sommaire. Ces derniers seront ainsi plutôt réservés à des indications cliniques où la caractérisation ne sera pas trop poussée.

Cependant, des améliorations ont vu récemment le jour permettant au praticien de bénéficier de variante monochromes et polychromes disponibles en 3 niveaux de translucidité (T, HT, ST).

Son comportement à l'abrasion est proche de celui de l'émail et reste inférieur aux céramiques les plus abrasives, par conséquent il semblerait que l'Enamic® n'exerce pas d'usure excessive des dents antagonistes (55).



Fig 22 : Schéma d'une céramique hybride type ENAMIC Vita d'après DUTEL 2015 (61).

2.4.2 Les composites CFAO dispersées hybrides aussi appelés les résines chargées en nano-céramiques (RCNC) :

Ces RCNCs sont fabriquées à base de charges en céramique (en général de la silice ou de la zircone) sous forme broyées et dispersées aléatoirement dans la matrice polymère avec un pourcentage de charge qui varie selon les matériaux.

Ces matériaux usinés sont mis en forme à l'usine sous haute pression et haute température (180°C et 300 MPa) permettant d'obtenir de hautes performances (peu de porosité, homogénéité du matériau, taux de polymérisation important).

- Blocs Lava™ Ultimate (3M Espe™)



Fig 23 : Blocs usinables de Lava Ultimate (64).

Le Lava ultimate ® est un composite nanohybride, mélange de nanoparticules de zircons (80%) et de silice imbriquées dans une matrice de résine polymère composée de Bis GMA, d'UDMA et TEGDMA.

Il contient des nanomères de silice de 20nm de diamètre, et de zircone allant de 4 à 11 nm de diamètre.

Il présente des propriétés mécaniques supérieures selon les études menées in vitro aux résines composites indirectes classiques (73).

La résine nanocéramique Lava Ultimate peut être utilisée comme substitut durable au matériau CFAO en vitrocéramique (73).

- Blocs Cerasmart™ (GCTM)



Fig 24 : Blocs usinables de Cerasmart (65).

Le Cerasmart™ est une résine dite nano-céramique car elle composée d'une matrice homogène d'UDMA, de DMA et de bis-MEPP et une phase inorganique de charges de

tailles différentes composée de silice (20nm) et de carbonate de barium (300nm) (silice, barium (71%) (65).

Ces fines particules de verres sont noyées régulièrement dans la matrice, et dispersées de manière homogène grâce à un traitement sous haute pression. Les charges étant mieux réparties, la transmission des contraintes est plus homogène, et celles-ci sont mieux amorties. Cela se traduit par une résistance à la flexion de 231MPa, la meilleure de sa catégorie selon le fabricant (60), ce qui le rendrait plus résistant aux fractures. Ainsi, il peut s'adapter aux situations cliniques les plus difficiles.

- Grandio blocs (Voco)

Basé aussi sur une technologie nano-hybride, présentant un contenu de remplissage le plus élevé (86 % de charges) pour des restaurations durables et résistantes. (66)



Fig 25 : Bloc usinable de Grandio Blocs (66).

- Katana™ Avencia™ blocs

Technique de fabrication qui se caractérise par des charges nano-dimensionnées qui sont fortement compressées en un bloc avant d'être imprégnées de façon uniforme d'une résine monomère (UDMA). La résine est ensuite thermopolymérisée. En compressant fortement les charges, cela permet d'augmenter le taux de charge du matériau et d'améliorer ainsi ses propriétés mécaniques. Selon le fabricant et le test de condition ISO10477, la résistante a la flexion atteint 230 MPa et résistance à la compression dépasse les 600MPa.

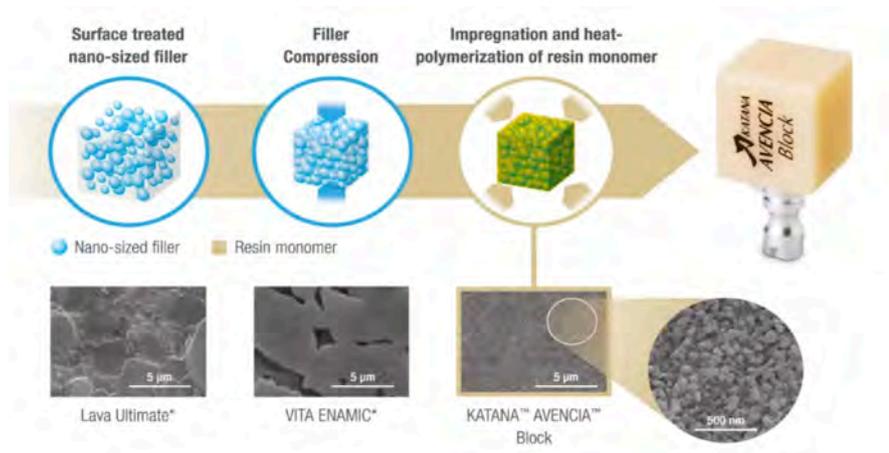


Fig.26 : Schéma illustrant le procédé de fabrication des blocs Katana™ Avencia™ (38) (issu du fabricant).

Type de matériau	Marque/Fabricant	Composition en poids	
		Charges minérales	Polymères
Composite à charges dispersées	Lava™ Ultimate	80% de nanoparticules de silice et de zircon	20 % Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA
	Cerasmart™	71% de nanoparticules de verre de silice et de baryum	Bis-MEPP, UDMA, DMA
	Grandio Blocs	86 % de charges nanohybrides	14 % UDMA + DMA
	Katana™ Avencia™ blocs	82 % de nanoparticules de verre de silice et baryum	UDMA
Céramique à réseau céramique infiltré de polymère (PICN)	Vita Enamic	86% de céramique	14 % UDMA+TEGDMA

Fig.27 : Résumé de la composition des principaux matériaux hybrides selon les informations des fabricants.

Une cuisson n'est pas nécessaire pour ces matériaux contrairement aux céramiques. Connaître la composition de ces matériaux hybrides, ainsi que le procédé de fabrication est indispensable enfin d'évaluer et comprendre les différences des propriétés mécaniques entre ces matériaux.

D'autres matériaux « hybrides » existent sur le marché : Shofu HC (SB), Mazic® Duro (MD)... Cependant, il existe très peu d'étude sur leur sujet par conséquent nous nous concentrerons uniquement à ceux cités précédemment.

2.5. Propriétés et avantages de ces nouveaux matériaux

Le développement récent de blocs de fraisage par ordinateur à base de polymères et de fabrication assistée par ordinateur (CAO/FAO) et la disponibilité limitée d'études indépendantes sur ces matériaux rendent pertinent l'étude de leurs propriétés et de l'évaluation des limites potentielles.

- Propriétés mécaniques :

L'étude suivante (48) a évalué les propriétés mécaniques (résistance à la flexibilité, module de flexion, module de résilience) des matériaux de restauration en résine-céramique CAD/CAM.

Les matériaux comparés étaient les matériaux hybrides suivant : Lava Ultimate (LVU ; 3M ESPE), Enamic (ENA ; Vita Zahnfabrik) Cerasmart (CES ; GC Dental Products), et des blocs de vitrocéramique à base de leucite ; IPS Empress CAD (EMP ; Ivoclar Vivadent AG), Vitablocs Mark II (VM2 ; Vita Zahnfabrik). Des barres polies de 4x1x13,5 mm (n=25) ont été préparées à partir de blocs de fraisage de taille standard pour chaque matériau testé.

Les matériaux à base de polymère de nouvelle génération testés dans cette étude présentaient une **résistance à la flexion** et un **module de résilience** significativement **élevés**, ainsi que des valeurs de **module de flexion plus faibles** que celles des matériaux céramiques testés. Or la résistance à la flexion est un élément majeur dans le choix des matériaux chez un patient bruxomane puisqu'elle définit la résistance à la déformation d'un matériau, c'est-à-dire la force nécessaire pour rompre un échantillon d'un diamètre défini. Un module de flexion faible caractérise quant à lui une certaine capacité du matériau à se déformer sous la contrainte. **Ces matériaux sont donc capables de se déformer tout en présentant une certaine résistance mécanique.** Les couronnes fraisées à partir des nouveaux blocs à base de résine hybride semblaient présenter des marges visiblement plus lisses que les matériaux céramiques étudiés.

D'un point de vue biomimétique, les résines céramiques étudiées (Enamic, Cerasmart, Lava ultimate) ont présenté des propriétés de flexion qui se rapprochent de celles de la dentine humaine, ce qui a pour conséquence une distribution plus uniforme du stress,

surtout pendant les forces masticatoires. Ainsi, ces matériaux tendent à être moins fragiles et plus flexibles.

En revanche, les propriétés de faible rigidité de ces matériaux pourraient être considérées désavantageuses, car un décollement marginal du joint dû à la flexion peut se produire (92).

L'étude (56) menée par Aboushelib M. et al. a évalué les comportements à la fatigue de différents matériaux dentaires incluant Vita Enamic® et Lava™ Ultimate par rapport aux céramiques suivantes : IPS e.max® CAD, Empress® CAD, ZirCAD (avec couche cosmétique). Une meilleure résistance à la fatigue est observée chez Vita Enamic® et Lava™ Ultimate par rapport aux IPS e.max® CAD, Empress® CAD et ZirCAD.

Une autre étude (49), étudiant les propriétés mécaniques et ajustement interne de 4 matériaux de bloc CAD-CAM, est en faveur de l'utilisation des matériaux hybrides dans les secteurs postérieurs grâce à une résistance à la flexion supérieure et un meilleur ajustement interne.

Ces matériaux doivent respecter la notion d'économie tissulaire et de gradient thérapeutique qui est le fondement de la dentisterie adhésive moderne. En effet chez un sujet présentant des usures dentaires modérées à sévères, les restaurations utilisées doivent pouvoir remplacer les tissus manquants sans nécessiter une préparation dentaire trop importante qui entraînerait une perte supplémentaire des tissus sains.

Enfin, ils présentent une plus grande tolérance aux dommages (contraintes occlusales et ajustage clinique des restaurations par fraisage) que les céramiques, ceci pouvant s'expliquer par l'infiltration de la céramique poreuse par un polymère. Cette propriété permet également leur usinage en plus faible épaisseur (0,2 – 0,5mm selon VITA Zahnfabrik) (62), permettant ainsi la fabrication de restaurations minimalement invasives et suffisamment résistantes (exemple des tables tops).

L'étude (50), a montré qu'avec l'augmentation de l'épaisseur occlusale, la résistance à la rupture de IPS e.max a considérablement augmenté. Cependant, la résistance à la rupture de la Vita Enamic est restée la même sans différence significative. Ce qui permet d'utiliser des restaurations de faibles épaisseurs permettant de répondre au cahier des charges d'une restauration occlusales tout en respectant la notion du « moins invasif possible ».

L'étude (51) conclue que les céramiques infiltrées en résine ont démontré une résistance à l'usure (par abrasion/attrition) adéquate pour les restaurations portantes, mais ils nécessiteront, pour assurer une restauration pérenne, au moins une épaisseur de matériau similaire à celle des restaurations en vitrocéramiques enrichies disilicate de lithium en raison de leur résistance.

Le choix de tout matériel de restauration nécessite une analyse approfondie de ses avantages et de ses limites pour éclairer la décision clinique au cas par cas.

Lorsqu'on compare les propriétés des matériaux hybrides par rapport à l'émail ou la dentine on se rend compte que ces matériaux possèdent des propriétés intermédiaires

entre ses deux tissus biologiques. En effet, les matériaux hybrides montrent des propriétés mécaniques qui se situent entre les résines composites et les céramiques. Ce sont les biomatériaux les moins affectés par la fatigue dynamique et leur résistance en flexion ne baisse que légèrement par rapport à la force initiale. Ils montrent une meilleure résistance à la propagation des fissures internes dû à leur structure en double réseau (56). Leur ténacité est plus faible que la vitrocéramique testée et que celle de la zircone mais reste largement acceptable, ce qui renforce leur caractéristique « **d'absorption de choc** » (89).

Une des principales raisons d'intérêt clinique de ces matériaux hybrides est leur module d'élasticité qui se rapproche des dents naturelles, assurant ainsi une meilleure dissipation des forces occlusales que subit la dent et la restauration ou dans le cas d'une restauration supra-implantaire les contraintes induites sur l'implant. Ces nouveaux matériaux de restauration CAD-CAM à base de polymères montrent une capacité de récupération élastique plus élevée que la céramique, permettant de mieux dissiper l'énergie destructrice (76).

	Vita Enamic	Lava Ultimate	Cerasmart TM	Grandio Blocs
Resistance à la flexion	140-160 MPa	178-220 MPa	246 MPa	250-333 MPa
Module d'élasticité/ Module de Young	30-40 GPa	10-14GPa	12 GPa	17-18,2 GPa
Dureté	200 HV	100 HV	64 HV	154,6 HV
Ténacité	1-2 MPa√m	1-2 MPa√m	Non renseigné	Non renseigné

Fig.28 : Synthèse des propriétés mécaniques des principaux nouveaux matériaux hybrides (62,63,64,66,48).

Le module élastique du Vita Enamic (30 – 40 GPa) se situe entre ceux de la dentine (15 à 20 GPa) et de l'émail (80 GPa).

Les principaux composites dispersés CAD-CAM (Lava Ultimate 10-14 GPa ; Cerasmart 12 GPa) présentent, quant à eux, un module élastique légèrement inférieur à la dentine, tandis que celui des céramiques CAD-CAM et notamment de l'IPS e.max CAD (60 – 93 GPa), est similaire à l'émail, à l'exception de la zircone qui est extrêmement rigide (200 GPa).

Ainsi le Vita Enamic et le Grandio Blocs possèderaient le module d'élasticité le plus élevé de la catégorie des matériaux hybrides suivi par le Lava Ultimate et le Cerasmart.

Ce module d'élasticité relativement faible leur confère donc une meilleure adaptation à subir une déformation et rendra leur comportement moins fragile et une transmission plus efficace de contraintes vers les tissus dentaires par rapport aux composites et céramiques CAD/CAM (101).

L'étude (55) a montré que le Vita Enamic (VE) provoque une usure antagoniste (dent naturelle) plus élevée que le Lava Ultimate (LU). Ceci peut s'expliquer par la dureté de Vita Enamic qui est légèrement plus élevée que Lava Ultimate. Cependant, l'usure des restaurations des deux matériaux étaient similaires.

La céramique IPS emax CAD (Ivoclar) testée présentait une usure plus faible que les matériaux hybrides (VE/LU) mais a entraîné une usure antagoniste plus grande.

D'autres facteurs en plus de la dureté doivent être pris en compte dans l'usure ; la rugosité et la microstructure de surface. L'étude (102) a évalué l'usure par attrition des restaurations RCNCs et PICN : Vita enamic présente une perte de volume plus élevée que les RCNCs face à une restauration en zircone malgré la dureté plus élevée du Vita Enamic.

Le Lava Ultimate et le Cerasmart auraient des performances mécaniques proches (69).

Dans l'étude (71), dont le but de cette étude in vitro était d'évaluer la résistance à l'usure et l'abrasivité des matériaux CAD-CAM, Vita Enamic et Lava Ultimate figuraient parmi les matériaux qui ont causé le moins d'usure qu'il s'agisse d'émail ou de matériau CAD-CAM antagonistes.

Ainsi la microstructure innovante des PICN et RCNCs aurait tendance à entraîner moins d'usure antagoniste que les céramiques. Or un des rôles majeurs d'une restauration dentaire est de respecter les tissus environnants afin de pas provoquer de conséquence sur des tissus dentaires sains ou déjà usés.

Un avantage des composites dispersés hybrides comme le Grandio bloc de chez VOCO est que ces restaurations peuvent être réparées rapidement et facilement. Cela se fait en rendant rugueuse la surface du défaut (acide/sablage) puis en appliquant un agent de liaison puis en corrigeant la situation avec un composite en méthode directe (66). Ils ne nécessitent pas de traitement thermique post usinage, ce qui facilite la réalisation des pièces ainsi que le temps de fabrication des pièces.

On peut donc dire que la dureté de ces matériaux étant de manière générale plus faible que la céramique, ils entraîneront moins d'usure abrasive des dents/restaurations antagonistes ce qui est un élément important à prendre en compte dans le cas de pathologies où les forces masticatoires sont importantes tel que chez le patient atteint de bruxisme.

Ces nouveaux matériaux paraissent donc adaptés aux restaurations postérieures partielles (101), notamment chez les patients présentant un fort stress occlusal. Alors que les céramiques acceptent des contraintes très fortes en compression (dureté très élevée) mais en raison de leur faible capacité à la déformation (comportement fragile), elles peuvent se fissurer, voire se fracturer, allant du simple éclat de céramique (chipping) à la fracture totale, tandis ce que l'usure des composites CFAO paraît trop importante.

L'étude (88) a permis de comparer les propriétés mécaniques des matériaux CFAO utilisés dans les restaurations partielles indirectes postérieures entre eux :

Résistance à la flexion : composite < matériaux hybrides < céramiques	Dureté et module d'élasticité : composite < matériaux hybrides < céramiques	Abrasion de l'émail antagoniste : composite < matériaux hybrides < céramiques
--	--	--

Cette étude met en évidence la position centrale de ces nouveaux matériaux alliant à la fois les caractéristiques des composites et des céramiques.

Propriétés biologiques :

Au niveau des propriétés biologiques, étant composés d'un réseau de polymère ils présentent un risque de relargage de monomère pouvant induire des réponses biologiques indésirables (ex : au niveau pulpaire/muqueux). Cependant, de par leur procédé de polymérisation spécifique HT-HP générant un haut degré de conversion, ces matériaux hybrides présentent une réduction des risques d'effets négatifs liés au relargage de monomère par rapport au composite conventionnel.

Dans la composition du Vita Enamic, en alternative au Bis-GMA connu comme étant un perturbateur endocrinien, associé à des effets sur l'ADN en plus des conséquences sur les tissus dentaires (59), les monomères d'UDMA et de TEGDMA sont utilisés comme alternative.

L'étude (90) a comparé le risque de libération de monomères notamment par GC Cerasmart (CS), Voco Grandio blocs (GR), 3M Lava Ultimate (LU) et Vita Enamic (VE).

L'étude a démontré que ces matériaux libéraient de faible quantité de monomère à base de méthacrylate à l'exception de l'Enamic.

Cette différence de résultat entre le PICN et les RCNCs peut s'expliquer par la structure de cette céramique hybride, qui en effet présente un réseau de polymère emprisonné par un réseau de céramique limitant ainsi le risque de relargage de monomère. D'autres études à long terme sont nécessaires pour évaluer précisément le risque de relargage du Vita Enamic.

Ce risque de relargage peut être majoré face à une attrition chronique de la restauration dans le cas d'un patient bruxomane, c'est pourquoi c'est une notion importante à prendre en compte.

De plus, les techniques de mise en œuvre par CFAO augmentent le taux de conversion et donc la biocompatibilité du matériau en limitant la toxicité causée par les monomères libres.

Du point de vue de la santé parodontale, ces matériaux ont tendance à provoquer une rétention de plaque légèrement plus importante que les céramiques, ils devront être utilisés sur des préparations aux limites supra gingivales ce qui va de pair avec le protocole de collage.

Cependant, ils présentent un état de surface qui vieillit mieux dans le temps que les composites, la rétention de plaque se trouve donc minorée.

L'étude (103) montre que les RCNCs et plus particulièrement Lava Ultimate présente un risque d'adhérence bactérienne plus élevée que Vita Enamic quelle que soit la finition de surface.

Propriétés optiques :

Au niveau des propriétés optiques de ces nouveaux matériaux, elles paraissent cliniquement inférieures au résultat esthétique obtenu avec une céramique émaillée par le prothésiste. Cependant l'utilisation d'un maquillage de surface à l'aide d'un composite fluide photopolymérisable ou des vernis de caractérisation reste possible afin d'améliorer l'esthétisme des restaurations, on parle alors de caractérisation chromatique. (93) Grâce à l'évolution des technologies, l'obtention d'un gradient de teinte au sein du bloc et donc l'usinage de restaurations présentant divers degrés de translucidité : propriétés optiques amélaire en surface et dentinaires en profondeur permet d'améliorer les propriétés esthétiques, ce qui a permis d'élargir le champ d'utilisation de ces restaurations notamment dans le secteur antérieur avec l'usinage de facette (fig. 29).

De plus, les changements de teinte liés à l'alimentation ou autres facteurs exogènes (ex : café, thé, tabac...) concernant ces matériaux hybrides sont plus acceptables dans le temps que les composites traditionnels (étant plus poreux) (68). Leur état de surface et la capacité à être polie améliorent nettement les propriétés esthétiques de ces nouveaux matériaux.



Fig.29 : Résultat final en bouche d'une facette en céramique hybride VITA ENAMIC sur la 21 collée au Variolink Venner. Le résultat esthétique est largement satisfaisant (72).

Concernant les propriétés d'adhésion aux colles :

Le choix d'un mode d'assemblage collé est primordial par rapport au scellement pour ce type de matériau (67).

L'adhésion présente deux composantes principales : la liaison micro-mécanique favorisée par une augmentation de la rugosité de surface du matériau et la liaison chimique au travers de l'application d'un agent de liaison : le silane (un agent de couplage organo-minéral).

L'Enamic® demande un traitement légèrement différent en raison du réseau de céramique feldspathique dominant et en surface, le sablage est remplacé par une application d'acide fluorhydrique à 5 % durant 60 secondes. Puis l'acide est rincé et la pièce séchée et passée aux ultrasons dans un bain d'eau distillée pendant 3 minutes pour supprimer toutes traces d'acide fluorhydrique. Le silane est ensuite appliqué et séché à l'air libre pendant 1 minute avant de mettre en place l'adhésif.

Pour les composites à charges dispersés (Lava Ultimate/Cerasmart/Grandio bloc) le sablage (50microns) à l'oxyde d'alumine à faible pression est recommandé. En effet, le traitement de surface permet d'améliorer la rugosité de la restauration et donc a un impact sur la rétention micromécanique et la résistance de l'interface collée. Le traitement de surface sera suivi par l'application d'un adhésif.

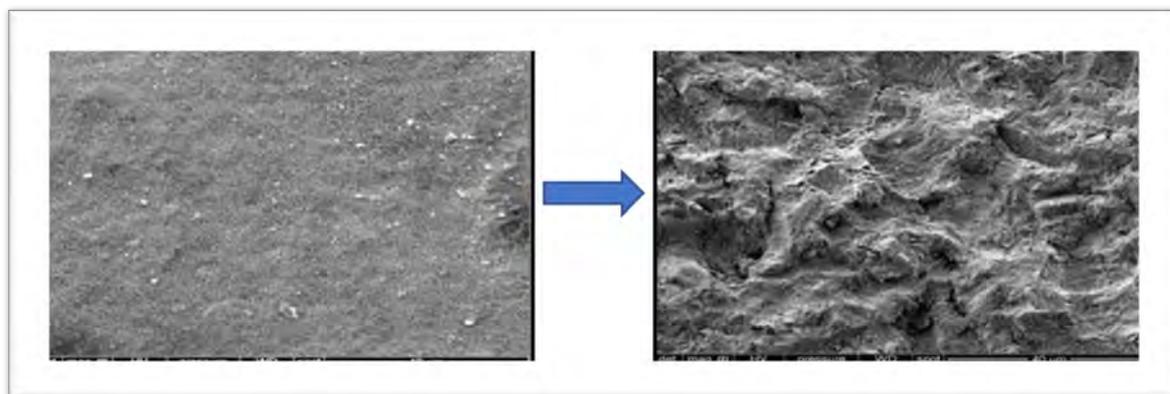


Fig.30 : Microphotographie en MEB (x 1500) d'une surface de CERASMART™ avant et après sablage à l'alumine (50µm) pendant 10s (98,99).

L'étude (95) a comparé la résistance à la fracture du Lava™ Ultimate CAD/CAM non sablé (Groupe L) au Lava™ Ultimate CAD/CAM sablé (Groupe LS) et à l'IPS e.max CAD polie (groupe ES).

L'étude montre que le groupe L présente la plus faible résistance à la fracture quelle que soit l'épaisseur de la pièce. Alors que le groupe LS présente une résistance à la fracture similaire au groupe ES pour des épaisseurs variants de 1mm à 2mm.

Cette étude met donc en évidence l'importance du traitement de surface du matériau sur ses propriétés mécaniques.

L'étude (100) a montré que la combinaison du silane et du primaire de résine a amélioré l'efficacité de la liaison entre le bloc de résine Katana Avencia P (Kuraray Noritake Dental) et le composite de collage.

Les restaurations seront collées sous digue avec des colles sans propriétés adhésives le plus souvent à double mode de polymérisation (photopolymérisable et chémostimulé), comme par exemple Variolink II (Ivoclar Vivadent) et RelyX Unicem

(3M ESPE). L'épaisseur et l'opacité de la pièce usinée influencera le choix du type de polymérisation.

Ces matériaux présentent donc des bonnes propriétés d'adhésion et pour chaque matériau il est indispensable de respecter les procédures de collages, car ces dernières impactent fortement les propriétés des matériaux. En effet, une liaison durable entre la restauration et la structure dentaire améliore à la fois la rétention et améliore également la résistance de la restauration à long terme.

Usinabilité et coût :

L'usinage des blocs de PICN/ RCNCs est plus rapide et entraîne une usure moindre des fraises que l'usinage des blocs de céramiques CFAO car le matériau est plus « tendre ». Le fraisage de ces blocs est donc plus rapide (absence de cuisson) et précis, permettant d'obtenir une adaptation marginale nette (moins de rugosité de surface, microfissures superficielles) (69).

Ils pourront donc par CFAO directe être obtenus rapidement au cabinet avec peu de retouche post usinage.

Un autre facteur important, est qu'il est possible d'usiner des pièces de faible épaisseur jusqu'à 0,5-1mm afin de garantir une économie tissulaire maximale sur des terrains dentaires déjà usés (62).

Enfin, ils présentent un coût de fabrication plus faible par comparaison aux céramiques.

Taux de survie :

Le recul clinique, et donc le taux de survie, des restaurations en vitrocéramique CAD-CAM (feldspathique et au disilicate de lithium notamment) est très largement documenté dans la littérature (taux de survie clinique de restaurations en vitrocéramique : >95% à 10ans) tandis ce qu'à l'heure actuelle, les études traitant du comportement clinique de ces matériaux hybrides (PICN et RCNCs) sont encore peu nombreuses.

L'étude (67) a récemment montré que le taux de survie d'onlays réalisés en Vita Enamic sur des dents traitées avoisine les 97 % à 3 ans. Aucune différence significative n'ayant été constatée entre les restaurations en PICN Vita Enamic et celles en céramique Vitablocs Mark II durant la période de suivi.

Une revue systématique et une méta-analyse (83) ont été réalisées pour analyser la survie des restaurations onlay dans la région postérieure, leur comportement clinique en fonction du matériau utilisé (céramique renforcée au disilicate de lithium, céramique feldspathique conventionnelle ou renforcée à la leucite ; matériaux hybrides et composite). Les matériaux hybrides comprenaient des produits tels que Vita Enamic, Cerasmart et Lava Ultimate.

Des différences statistiquement significatives ont été observées selon le matériau utilisé pour la restauration (Q-test inter-groupes = 13,7 ; p -value = 0,003). Le composite était associé à un pourcentage de survie plus faible (90 %) que les matériaux tels que les hybrides et le disilicate (99 % et 98 %, respectivement).

Le traitement sous forme de restaurations partielles indirectes doit être considéré comme l'option de choix dans la région postérieure, en raison de leurs bonnes performances cliniques et de leur durabilité.

Les performances des composites en termes de survie sont significativement moins bonnes que celles des matériaux hybrides ou des céramiques ($p = 0,003$), et les matériaux composites sont par ailleurs significativement affectés par le temps ($p < 0,001$).

Cependant d'avantage de recherches sont nécessaires pour vérifier les résultats de cette étude notamment chez les patients présentant des parafunctions pouvant être des facteurs de risque supplémentaires à l'échec prématuré des restaurations dentaires.

Avantages	Inconvénients
<ul style="list-style-type: none"> - Résistance à la flexion > composites - Module d'élasticité < céramiques - Propriété d'élasticité / « d'absorbants de choc » - Taux d'usure des dents antagoniste : RCNC < PICN < E.max - Résistance à la fatigue > céramiques - Bonne aptitude au collage et polissage - Possibilité de ré intervention et de réparation plus aisée - Procédé de fabrication plus simple et moins couteux que les céramiques - Retouches occlusales plus simples - Usinables en faible épaisseur 	<ul style="list-style-type: none"> - Propriétés mécaniques diminuent dans le temps - Esthétique < céramiques - Peu de recul clinique - Risque de relargage de monomère - Protocole de collage rigoureux

Fig. 31 : Avantages et inconvénients des matériaux hybrides selon la littérature.

Un intérêt majeur de l'utilisation de ces matériaux hybrides chez le patient présentant des forces masticatoires excessives, est qu'ils possèdent des caractéristiques mécaniques qui se situent entre l'émail et la dentine ce qui leur permettent de résister aux contraintes mécaniques intra-buccales notamment masticatoires et résistent donc bien à la propagation des fissures donc à la fracture. Ces matériaux hybrides sont plus aptes à subir des déformations et donc absorber le stress engendré par de fortes pressions masticatoires (terrain para-fonctionnel) que les matériaux céramiques et ils présentent des propriétés mécaniques plus avantageuses que les composites traditionnels. Ils sont donc indiqués dans le cas de restauration postérieure, avec des dents antagonistes naturelles ou restaurées par un matériau avec un faible module d'élasticité (ex : composite) chez un patient présentant ou pas une para-fonction de type bruxisme.

III. Champ d'utilisation des matériaux hybrides

La notion de gradient thérapeutique introduite par Attal et Tirlet est un élément clé en odontologie. C'est pourquoi ces matériaux hybrides doivent être suffisamment résistants pour éviter une préparation des tissus dentaire trop importante, ce qui serait à l'encontre du principe d'économie tissulaire. En ayant connaissance des propriétés du matériau, le clinicien orientera son choix vers le matériau le plus adapté à la situation clinique.

3.1. Restaurations partielles collées.

Une des indications majeures de ces nouveaux matériaux sont les **restaurations partielles postérieures** collées de type inlay, onlay, overlay, veneerlay dans le cas de traitement minimalement invasif de l'usure dentaire.

Comme vu précédemment, ces matériaux peuvent être usinés en faible épaisseur tout en garantissant des propriétés mécaniques suffisantes (fig. 32). Cependant les tables tops sont controversés car leur épaisseur est parfois trop faible, ils sont donc plutôt indiqués dans le cas d'usure érosive.



Fig. 32 : Table top d'une épaisseur de 0,2mm usiné en CFAO à partir d'un bloc de VITA ENAMIC (108).

Amélie Mainjot et al. (108) ont introduit en 2018 une nouvelle approche pour la réhabilitation buccale complète de la dentition usée à l'aide de restaurations de conception et de fabrication assistées par ordinateur (CAD-CAM) en réseau de céramique infiltrée de polymère (PICN), sans préparation du tissu dentaire ni phase provisoire. On parle de la technique « One step- No prep », que l'on pourrait traduire par « une étape, pas de préparations »

En effet, A. Mainjot souligne les propriétés de ces nouveaux matériaux : leur capacité à être usinée en très faible épaisseur, la facilité des réglages occlusaux en bouche, leurs très bonnes propriétés mécaniques (les céramiques étant plus rigides et fragiles et les composites traditionnels présentent une résistance et un module d'élasticité inférieurs aux tissus dentaires), biologiques (degré de conversion de monomères élevé) ainsi que leur capacité d'adhésion aux tissus dentaires (108).

Le protocole proposé est particulièrement peu invasif et simple par rapport aux techniques classiques. En effet, dans ces situations cliniques particulières que sont les usures sévères, le traitement doit permettre une amélioration du bien-être du patient, une réduction du coût et du temps de traitement ainsi que la nécessité de préparation tissulaire.

Les résultats préliminaires de cette approche multidisciplinaire sont prometteurs concernant la prise en charge des patients bruxomanes mais méritent des recherches cliniques plus poussées.

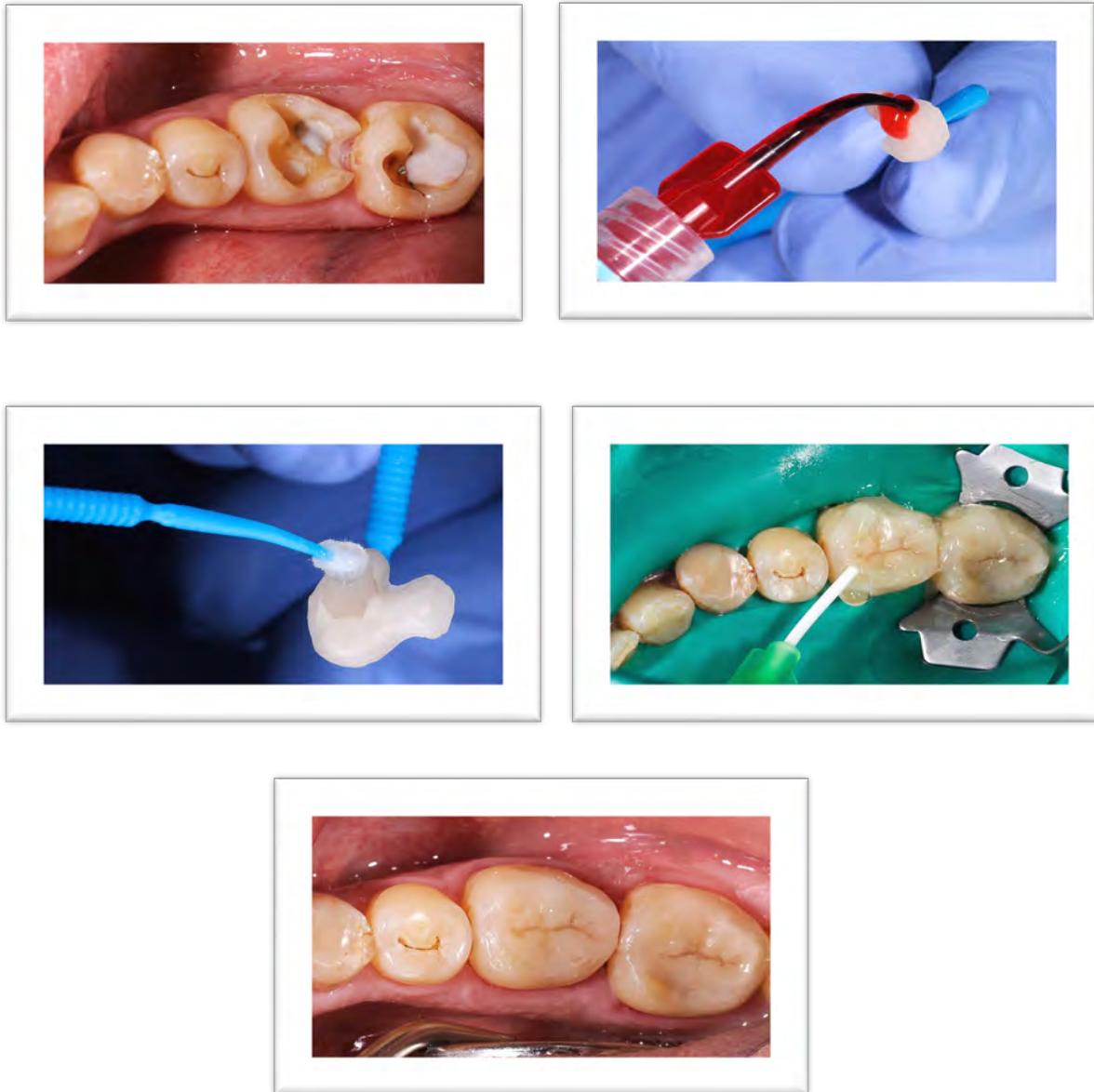


Fig.33 : Cas clinique d'utilisation d'onlay en bloc CFAO de chez VITA ENAMIC du Dr. Alexander Hassel (77).

Description figure 33 : Situation initiale après dépose des restaurations en composite méthode direct usées et préparation des cavités sur 36 et 37 pour prise d'empreinte numérique.

Les onlays obtenus par CFAO sont mordancés à l'acide fluorhydrique 5% pendant 60s. Le réseau céramique étant dominant, le matériau peut être pré-traité tout comme les céramiques feldspathiques classiques.

Application de silane (ex : Monobond Plus) afin d'assurer une liaison chimique optimale. Les surfaces dentaires sont mordancées à l'acide orthophosphorique 37% pendant 15s, avant d'être rincées puis séchées et un adhésif amélo-dentinaire est appliqué pendant 20secondes. Le collage des pièces sous digue étanche est réalisé avec un ciment résine à polymérisation duale sans potentiel adhésif puis la pièce est recouverte d'une couche

de glycérine permettant d'éviter la formation d'une couche d'inhibition de l'oxygène pendant la photopolymérisation.

Situation finale après collage des pièces et contrôle de l'occlusion suivi d'un polissage rigoureux.

L'onlay en céramique hybride VITA ENAMIC assure un résultat esthétique et fonctionnel optimal.

Le protocole reste similaire à celui du collage des pièces en composites ou céramiques obtenues par CFAO. Les matériaux hybrides sont donc des matériaux de choix dans les restaurations partielles unitaires des secteurs postérieurs chez un patient présentant un espace prothétique réduit associé à des forces masticatoires importantes. Cependant, étant donné leurs caractéristiques mécaniques, vu précédemment, ils devront être évités face à des dents restaurées par des matériaux de type céramiques (dureté importante/ module de Young élevé) car ils subiront des contraintes mécaniques importantes et risqueront une usure trop importante.

Facettes : chez les patients présentant des usures érosives associées aux usures par attrition pathologique, l'utilisation des facettes palatines permet de rétablir la réhabilitation d'un guide antérieur fonctionnel. Le praticien peut les utiliser seules pour rétablir le guide antérieurs ou associées à des facettes vestibulaires dans le cas des facettes bilaminaires ou technique sandwich (Vailati F.) qui consiste à restaurer la dent avec une facette vestibulaire en vitro-céramique (esthétique +++) et une facette palatine en matériau hybride (86).



Fig.34 : Facettes palatines collées 12-11-21-22 fabriquées grâce à un bloc de LAVA Ultimate (106).

L'utilisation des céramiques hybrides peut aussi concerner la réalisation de « chips » qui sont de petites pièces collées sur l'émail des dents généralement non préparées notamment suite à une fracture de l'émail après un traumatisme occlusal lié au bruxisme très fréquent sur le bloc antérieur maxillaire (figure 35).



Fig.35 : Traitement mini-invasif d'un défaut du bord incisif avec des céramiques hybrides CAD/CAM de type VITA ENAMIC (109).

Endocouronnes : L'étude (74) a été menée in vitro pour comparer la résistance à la fracture des endocouronnes fabriquées à partir de différents blocs hybrides sous la contrainte de force axiale et latérale. L'ensemble des blocs hybrides testés ont montré une résistance à la rupture suffisante pour être utilisés comme endocouronnes fabriquées par CAD/CAM.

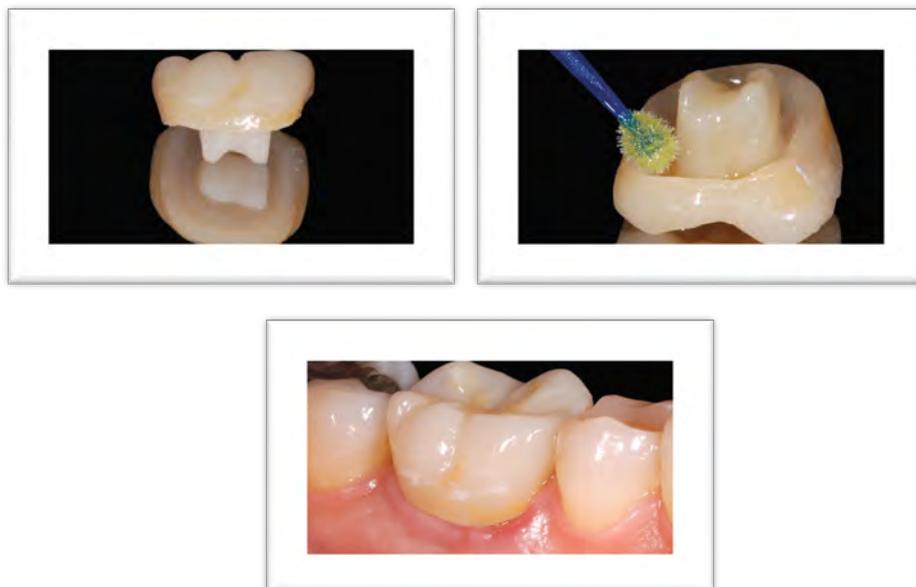


Fig.36 : Endocouronne fabriquée à partir d'un bloc de LAVA ultimate (78).

Description figure 35 : Après empreinte optico-numérique de la préparation, la restauration monobloc en résine nanocéramique Lava™ Ultimate est modélisée, usinée au laboratoire de prothèse, puis contrôlée et ajustée sur modèle. Validation de la pièce prothétique, puis cette dernière est sablée à l'aide d'oxyde d'alumine $\leq 50 \mu\text{m}$, nettoyée à l'alcool, séchée avant application de silane dont le but est d'augmenter la mouillabilité.

Suite au traitement des surfaces dentaires (acide orthophosphorique et adhésif amérodentinaire), le praticien applique un ciment résine à polymérisation duale sans potentiel adhésif et vient coller la pièce prothétique. Après contrôle de l'occlusion et polissage suivi d'un contrôle radiographique, on peut noter l'effet biomimétique de la restauration.

3.2. Couronnes postérieures sur dent.

Nombreuses études ont confirmé l'intérêt des couronnes en matériau hybride en évaluant la performance clinique et la survie de ces couronnes :

Une étude (79) a estimé la survie à 2 ans des couronnes Enamic à plus de 90 %. Enamic est un matériau approprié pour les couronnes unitaire en secteur postérieure. Cependant, d'autres études sont nécessaires pour évaluer la réussite à long terme.

L'étude (105) a comparé trois matériaux CAD/CAM : disilicate de lithium, en disilicate de lithium renforcé de zircone et en réseau céramique infiltré de polymère (PICN) et les trois ont montré une résistance à l'usure qui semble appropriée pour une application clinique. De plus, l'abrasion de l'antagoniste était très faible. On obtient donc des résultats plutôt similaires avec le Vita Enamic et les céramiques.

L'étude (104) a démontré que la cuisson de cristallisation peut entraîner une augmentation significative de l'espace marginal des couronnes CAD/CAM en disilicate de lithium alors que les couronnes obtenues par CFAO en céramique hybride (Vita Enamic) présentent un ajustement marginal précis et stable après usinage.

L'étude (107) a conclu que la combinaison de plus de flexibilité, de moins de rigidité et d'une douceur accrue avec des valeurs satisfaisantes de flexion et de résistance à la fracture observées dans le PICN (Vita Enamic) et la RCNC (Cerasmart) fait de ces deux matériaux hybrides des choix appropriés pour la fabrication de couronnes monolithiques obtenues par CFAO en secteur postérieur.

Concernant l'épaisseur minimale à respecter pour les restaurations périphériques en matériaux hybrides, l'étude (108) a conclu qu'une épaisseur d'au moins 2,0 mm d'épaisseur était nécessaire pour résister aux forces de cisaillement liées bruxisme, comme le montre l'effet d'une force de mastication élevée sur la dentition postérieure des couronnes monolithiques PICN type Vita Enamic.

Concernant le matériau LavaTM Ultimate, le fabricant 3M ESPE a retiré son indication pour les couronnes en 2015 en raison de décollements/descellements très fréquents dans le secteur postérieur. Une déformation élastique trop importante lors de la mastication en serait la cause (67).

L'utilisation de ces matériaux reste cependant indiquée pour les restaurations périphériques unitaires collées d'après les fabricants. Leur utilisation dans le cas de force occlusale excessive (terrain para-fonctionnel) est peu documentée. Leur indication dans cette situation reste pour l'instant incertaine.

3.3. Couronnes sur implants.

Selon le fabricant de Vita Enamic, après mise en place d'un pilier implantaire approprié en titane ou dioxyde de zirconium, une numérisation optique du site est réalisée suivie de la fabrication par CFAO de la couronne. La couronne pourra être collée sur le pilier en bouche. Afin d'obtenir une liaison cohésive optimale des couronnes avec les piliers implantaires, il est conseillé de recourir exclusivement à un collage.

Pour une parfaite cohésion des matériaux, il est indispensable d'employer des adhésifs appropriés à un collage sur piliers en dioxyde de zirconium et titane. Les composites de collage ou les adhésifs à base de monomères de phosphate et de silanes d'adhérence, créant une liaison chimique par hydrolyse au titane et au dioxyde de zirconium sont ici indiqués (62).

L'étude (75) ; a conclu que toutes les couronnes en céramique à matrice de résine supra-implantaire ont montré une forte probabilité de survie pour une charge occlusale molaire physiologique.

L'étude (87) menée in vitro a testé trois options de matériaux prothétiques potentiels pour les implants en zircone en ce qui concerne leurs propriétés mécaniques, leur capacité de charge et de rétention, ainsi que d'enregistrer l'abrasion après la simulation de mastication. Les matériaux testés peuvent être recommandés pour une utilisation sur des implants en zircone. La céramique hybride (Vita Enamic) a donné de très bon résultat, et peut être recommandée pour une utilisation sur des implants en zircone selon les résultats de cette étude.

L'étude de l'université de Gênes et le Dr. Maria Menini et al. ont étudié l'absorption des forces masticatoires du Vita Enamic par rapport au dioxyde de zirconium.

Les mesures de la transmission des forces à l'os péri-implantaire simulé avec des couronnes monolithiques ont été relevées. C'est notamment la céramique hybride (type Enamic) qui s'est révélée avoir un effet amortisseur par rapport au dioxyde de zirconium. Les forces transmises à l'interface os-implant ont donc été réduites.

Or, les contraintes biomécaniques occlusales sont un des facteurs impliqués dans les risques d'échecs implantaires. En effet, le rôle de proprioception du ligament parodontal étant inexistant dans le cas d'un implant ostéo-intégré, l'utilisation d'un matériau coronaire plus « élastique » capable d'absorber une plus grande partie des contraintes occlusales pourrait s'avérer judicieux.

Ces nouveaux biomatériaux s'intègrent donc dans l'arsenal thérapeutique du chirurgien-dentiste. Les RCNCs et PICN sont essentiellement recommandés pour les restaurations postérieures partielles collées (Tables Tops, Inlay, Onlay, Overlay, Veneerlay) et peuvent être étendues aux restaurations antérieurs (Facette) grâce aux techniques de maquillage. Pour ce qui est des restaurations périphériques type couronne des études supplémentaires sont nécessaires pour évaluer cliniquement à long terme l'efficacité de ces matériaux. Le bloc de Vita Enamic reste le matériau le plus étudié et sur lequel on présente le plus de recul clinique.

CONCLUSION

Chez les patients présentant des terrains para-fonctionnels, la réhabilitation d'autant plus lorsqu'elle est globale est un véritable enjeu pour l'odontologiste. L'évolution de la dentisterie, notamment dans le domaine de la nanotechnologie et du collage a permis de développer une approche plus conservatrice des tissus dentaires usés, dans une société où la prévalence de l'usure dentaire est en très nette augmentation. Cette usure qui entraîne chez les patients une altération plus ou moins importante de l'esthétique et de la fonction.

La standardisation de la CFAO et l'acquisition de la modélisation numérique ont modernisé la pratique clinique et laboratoire, simplifiant la technique et réduisant les coûts et le temps passé au fauteuil, et ont permis d'introduire une nouvelle classe de matériaux.

Tout en garantissant un résultat fonctionnel et esthétique optimal, l'approche contemporaine associée à des nouveaux types de restaurations occlusales collées permettra de réduire le coût biologique.

Il est primordial pour chaque praticien de connaître les caractéristiques et indications des différents matériaux se présentant à lui.

L'avènement de nouveaux matériaux dits hybrides qui se présentent comme étant, de par leur composition et leurs propriétés, des éléments clés de la dentisterie moderne biomimétique. Il existe une relation complexe entre les différents paramètres de procédés de fabrication (nature des éléments constituants, fabrication du réseau céramique, mode de polymérisation...) et les propriétés/performances du matériau.

En effet, l'objectif principal de tout matériau de restauration dentaire est d'avoir des caractéristiques similaires à celles de la structure de la dent. Par conséquent, la combinaison résine-céramique retrouvée dans la structure en réseau de ces nouveaux matériaux présente la résistance mécanique (rigidité et résistance à l'usure) des matériaux céramiques et l'élasticité (module d'élasticité/flexibilité) des matériaux composites.

Ces matériaux présentent donc une rigidité, une dureté mais aussi une certaine flexibilité et une ténacité à la rupture élevées permettant d'apporter une nouvelle solution pour les patients bruxomanes. Cette phase polymère retrouvée dans ces matériaux permettrait de prévenir et de bloquer la propagation des fissures, à la différence de la céramique (ex : IPS emax® CAD) où les fissures se propagent dans le réseau céramique jusqu'à la fracture (24).

Ces matériaux présentent un résultat esthétique acceptable pour le secteur postérieur, concernant pour le secteur antérieur malgré des techniques de maquillage amélioré, la céramique esthétique reste le gold standard.

En effet, la résistance et l'aspect esthétique sont des facteurs majeurs à prendre en considération au même titre que le coût, le type de substrat et la possibilité de collage. Ces nouveaux matériaux semblent, d'après les différentes études réalisées, pouvoir répondre à ces conditions. Ces matériaux usinés peuvent offrir de nouvelles possibilités dans les concepts de traitement minimalement invasif de l'usure dentaire et pourront donc faire évoluer des techniques thérapeutiques déjà existantes (ex : technique « One step- No prep » introduite par Amélie Mainjot).

À ce titre, il est essentiel d'évaluer leur comportement dans le milieu buccal à long terme à travers de études menées in vivo. Malheureusement, les matériaux hybrides les plus souvent testés et comparés sont Vita Enamic® (Vita Zahnfabrik) et LavaTM Ultimate (3M ESPE). Par conséquent, les évaluations cliniques, peu nombreuses, nous amènent à rester attentifs aux publications scientifiques à venir sur ces matériaux. Par exemple le cas du Lava Ultimate qui s'est vu retirer son indication dans les restaurations périphériques unitaires. Le potentiel risque de relargage de monomères et le risque de usure/fracture de ces matériaux doivent évidemment être évalué sur le long terme.

Suite à la réhabilitation globale de la denture, une gouttière occlusale individualisée sera donnée au patient afin de protéger les restaurations et les dents saines des surcharges occlusales liées au bruxisme. Un suivi régulier est évidemment indispensable.

Pour conclure, il est fondamental de rappeler qu'il n'existe, à l'heure actuelle des choses, pas de matériau parfait, mais des matériaux plus ou moins indiqués pour une situation clinique donnée dont font désormais partie intégrante ces matériaux hybrides. Le matériau idéal serait celui qui respecte l'hétérogénéité microstructurale des tissus dentaires.



Vu, le président du jury
Dr. DESTRUHAUT Florent



Vu, le directeur de Thèse
Dr. JONOT Sabine

Conflit d'intérêt :

Aucun conflit d'intérêt n'est à déclarer.

BIBLIOGRAPHIE

1. Machado E, Dal-Fabbro C, Cunali PA, Kaizer OB. Prevalence of sleep bruxism in children: a systematic review. *Dental Press J Orthod*. 2014 Dec: p.4-61.
2. Maluly M, Andersen ML, Dal-Fabbro C, Garbuio S, Bittencourt L, Siqueira JT, Tufik S. Polysomnographic study of the prevalence of sleep bruxism in a population sample. *J Dent Res*. 2013 Jul: p. 97S-103S.
3. Montplaisir JY, Lavigne GJ, Restless leg syndrome and sleep bruxism: prevalence and association among Canadians, *sleep* 1994:739-743
4. Lavigne GJ, Khoury S, Abe S, Yamaguchi T, Raphael K. Bruxism Physiology and pathology: An overview for clinicians. *J Oral Rehabil*. 2008 :476-494.
5. Carvalho AL1, Cury AA, Garcia RC. Prevalence of bruxism and emotional stress and the association between them in Brazilian police officers. *Braz Oral Res*. 2008 Jan :31-5.
6. Carra MC, Lavigne G. Bruxisme du sommeil et troubles respiratoires. In : Duminil G, Orthlieb JD et al. *Le Bruxisme tout simplement*. Espace ID; 2015. p. 37-49.
7. Lavigne GJ, Manzini C, Kato T, Kryger, Roth T, Dement WC. Sleep bruxism. In: *Principles and Practice of Sleep Medicine*, ed 4. Philadelphia Saunders. 2005 p.949-959.
8. Lavigne GJ, Khoury S, Abe S, Yamaguchi T, Raphael K. Bruxism Physiology and pathology: An overview for clinicians. *J Oral Rehabil*. 2008; p:476-494.
9. Ito E, Inoue Y. *The International Classification of Sleep Disorders*, third edition. American Academy of Sleep Medicine. Includes bibliographies and index. *Nihon Rinsho*. 2015 Jun : p. 916-23.
10. Difrancesco RC, Junqueira PA, Trezza PM, de Faria ME, Frizzarini R, Zerati FE. Improvement of bruxism after T&A surgery. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. 2004 : p.441-445.
11. Mengatto CM, Dalberto Cda S, Scheeren B, Barros SG. Association between sleep bruxism and gastroesophageal reflux disease. *J Prosthet Dent*. 2013 Nov: p.349-55.
12. Miyawaki S, Lavigne GJ, Pierre M, Guitard F, Montplaisir JY, Kato T. Association between sleep bruxism, swallowing-related laryngeal movement, and sleep positions. *Sleep*. 2003 Jun: p.461-5.
13. Hublin C, Kaprio J, Partinen M, Koskenvuo M. Sleep bruxism based on self-report in a nationwide twin cohort. *J Sleep Res* 1998: p.61-67.

14. Vieira Andrade RG, Drumond CL, Martins-Júnior PA, Corrêa-Faria P, Gonzaga GC, Marques LS, Ramos-Jorge ML. Prevalence of sleep bruxism and associated factors in preschool children. *Pediatr Dent*. 2014 Jan-Feb: p.46-50
15. Bárbara E, Fonseca A, Maria T, Teixeira Cangussu C, Marlúcia A, Assis O. Maternal breastfeeding, parafunctional oral habits and malocclusion in adolescents: A multivariate analysis. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*. Elsevier. April 2012.
16. Lavigne GL, Lobbezoo F, Rompré PH, Nielsen TA, Montplaisir J. Cigarette smoking as a risk factor or an exacerbating factor for restless legs syndrome and sleep bruxism. *Sleep*. 1997 Apr: p. 290-3.
17. Le bruxisme tout simplement Gerard DUMINIL et Jean Pierre ORTHLIEB
18. Lavigne GJ, Khoury S, Abe S, Yamaguchi T, Raphael K. Bruxism physiology and pathology: an overview for clinicians. *J Oral Rehabil*. 2008 Jul : p.476-94.
19. Comprendre les bruxismes de Jean Francois LALUQUE, Daniel BROCARD ; Quintessence International.
20. Ciancaglini R, Gherlone EF, Radaelli G. The relationship of bruxism with craniofacial pain and symptoms from the masticatory system in the adult population. *J Oral Rehabil*. 2001 Sep: p.42-8.
21. Lobbezoo F, Ahlberg J, Raphael KG, Wetselaar P, Glaros AG, Kato T, Santiago V, Winocur E, De Laat A, De Leeuw R, Koyano K, Lavigne GJ, Svensson P, Manfredini D. International consensus on the assessment of bruxism: Report of a work in progress. *J Oral Rehabil*. 2018 Nov: p.837-844.
22. Van der Meer HA, Speksnijder CM, Engelbert RHH, Lobbezoo F, Nijhuis-van der Sanden MWG, Visscher CM. The Association Between Headaches and Temporomandibular Disorders is Confounded by Bruxism and Somatic Symptoms. *Clin J Pain*. 2017 Sep: p.835-843.
23. Kato M, Saruta J, Takeuchi M, Sugimoto M, Kamata Y, Shimizu T, To M, Fuchida S, Igarashi H, Kawata T, Tsukinoki K. Grinding patterns in migraine patients with sleep bruxism: a case-controlled study. *Cranio*. 2016 Nov: p.371-377.
24. Bortoletto CC, Salgueiro MDCC, Valio R, Fragoso YD, Motta PB, Motta LJ, Kobayashi FY, Fernandes KPS, Mesquita-Ferrari RA, Deana A, Bussadori SK. The relationship between bruxism, sleep quality, and headaches in schoolchildren. *J Phys Ther Sci*. 2017 Nov.
25. Restrepo CC, Álvarez CP, Jaimes J, Gómez AF. Cervical column posture and airway dimensions in clinical bruxist adults: a preliminary study. *J Oral Rehabil*. 2013 Nov : p.810-7.

26. Lobbezoo F, Ahlberg J, Raphael KG, Wetselaar P, Glaros AG, Kato T, Santiago V, Winocur E, De Laat A, De Leeuw R, Koyano K, Lavigne GJ, Svensson P, Manfredini D. Consensus international sur l'évaluation du bruxisme : rapport d'un travail en cours. J Réhabilitation Orale. 2018 Nov: p. 837-844.
27. Koyano K, Tsukiyama Y, Ichiki R, Kuwata T. Évaluation du bruxisme à la clinique. J Réhabilitation Orale. 2008 Jul : p. 495-508.
28. Goldberg M. Histologie de l'émail. EMC - Médecine buccale, 2008: 1-27 [Article 28-110-M-10].
29. Kono et Al, « A three-dimensional analysis of enamel distribution patterns in human permanent first », 2002
30. Seghi RR, Rosenstiel SF, Bauer P. Abrasion of Human Enamel by Different Dental Ceramics in vitro. J Dent Res. Mars 1991 : p. 221-5.
31. A. Raskin. Les Résines Composites. 2009.
32. Barabanti, Nicola et al. « Restaurations indirectes en composite collées avec deux procédures différentes : un essai clinique de suivi de dix ans. » Journal de dentisterie clinique et expérimentale vol. 7,1e54-9. 1er février 2015
33. Campus Odontologie [Internet]. [2015 Nov 10]. Disponible sur <http://campus.cerimes.fr/odontologie/>
34. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2013 Apr: p.19–26.
35. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. Open Dent J. 2013 : p .118–22.
36. Berthault G.N, Durand A.L, Lasfargues J.J, Decup F. Les nouveaux composites : évaluation et intérêts cliniques pour les restaurations en technique directe. Rev Odonto Stomat. 2008 : p.177-197.
37. Nguyen J, Tang M-L, Phan A, Sadoun M. Les hybrides céramiques : un nouveau matériau pour la CFAO. Clinic Hors Série. 2014 Oct: p.31-38
38. Kuraray Noritake: katana avencia block (internet). Disponible sur <https://www.kuraraynoritake.eu/fr/katana-avencia-block>
39. A. A. GRIFFITH, The Phenomena of Rupture and Flow in Solids, Phil. Trans. Roy. Soc. Lond., vol. A221, 1920 : p.163-198
40. Poujade JM, Zerbib C, Serre D : Céramiques dentaires. Encyclopédie Médico-Chirurgicale ; Odontologie ; 2003, 23-065-G-10.

41. Matériaux et usures dentaires, par Caroline Mocquot publié le 25.11.2019. Disponible sur <https://www.information-dentaire.fr/formations/materiaux-et-usures-dentaires/>
42. Swain MV, Coldea A, Bilkhair A, Guess PC. Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2015 Oct 7.
43. Irena Sailer, Nikolay Alexandrovich Makarov, Daniel Stefan Thoma, Marcel Zwahlen, and Bjarni Elvar Pjetursson. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) A systematic review of the survival and complication rates. Part I : Single crowns (SCs). *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, June 2015 : p.603–623.
44. Solá-Ruíz MF, Baima-Moscardó A, Selva-Otaolaurruchi E, Montiel-Company JM, Agustín-Panadero R, Fons-Badal C, Fernández-Estevan L. Usure des dents antagonistes produites par des couronnes de zircone monolithique : examen systématique et méta-analyse. *J Clin Med*. 2020 avril.
45. RUGH J.D. Feasibility of a laboratory model of nocturnal bruxism. *J Dent Res*, 1991, 70, 554.
46. He LH, Purton D, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic for dental simulation. *J Mater Sci Mater Med*. 2011 Jul ;22(7):1639-43.
47. ROULET JF, DEGRANGE M. Collage et adhésion: la révolution silencieuse. Paris : Quintessence international, 2000. 358p.
48. Awada A, Nathanson D. Propriétés mécaniques des matériaux de restauration résine-céramique CAD/CAM. *J Prosthet Dent*. 2015 Oct.
49. Goujat A, Abouelleil H, Colon P, Jeannin C, Pradelle N, Seux D, Grosogoeat B. Propriétés mécaniques et ajustement interne de 4 matériaux de bloc CAD-CAM. *J Prosthet Dent*. 2018 mars : p. 384-389.
50. Lin CG, Hu XK, Yan YX, Qu YH, Liu M, Zhang FM. Comparaison de la résistance à la rupture de deux blocs céramique CAD/CAM côté chaise d'épaisseur différent. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue*. 2021 févr : p 7-12. Chinois.
51. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Usure, résistance, module et dureté des matériaux de restauration CAO/FAO. *Dent Mater*. 2016.
52. Kurbad A, Kurbad S. A new, hybrid material for minimally invasive restorations in clinical use. *Int J Comput Dent*. 2013: p.69-79. English, German.
53. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res*. 2014 Dec ;93(12) :1232-4.

54. Sripetchdanond J, Leevailoj C. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2014 Nov ;112(5) :1141–50.
55. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Marten's hardness. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013 Apr; 20:113–25.
56. Aboushelib MN, Elsafi MH. Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue. *Dent Mater.* 2016 Apr ;32(4):529-34.
57. 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." *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials* January 2017; 33(1): p . 84-98.
58. Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, and Sadoun MJ. "From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites." *Journal of Dental Research* May 2016; 95(5): 487-95.
59. Coldea A, Swain MV, and Thiel N. "Mechanical Properties of Polymer-Infiltrated-Ceramic-Network Materials." *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials* April 2013 ;29(4): 419–26.
60. Europe Gc Dental ; Disponible sur https://europe.gc.dental/sites/europe.gc.dental/files/products/downloads/cerasmart/leaflet/LFL_CERASMART_fr.pdf
61. Dutel I. Les céramiques dentaires pour CFAO. Labo Trib Ed Francaise. 2015.
62. Vita. Vita Enamic, Le concept [Internet]. 2012 [cité 11 avr 2014]. Disponible sur : <http://www.dentallgroup.eu/medias/ENAMIC-concept.pdf>.
63. Nguyen J, Tang M-L, Phan A, Sadoun M. Les hybrides céramiques : un nouveau matériau pour la CFAO. *Clinic Hors Série.* 2014 Oct: p.31-38
64. Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative from 3M ESPE [Internet]. [cited 2015 Nov 9]. Disponible sur : http://www.3m.com/3M/en_US/Dental/Products/Lava-Ultimate/
65. GC. Cerasmart [Internet]. 2014 [cited 2015 Nov 9]. Disponible sur : http://www.gceurope.com/pid/179/leaflet/en_Leaflet.pdf
66. Grandio Blocs Disc [Internet]. https://www.voco.dental/en/portaldata/1/resources/products/folders/gb/grandio-blocs-disc_fol_gb.pdf

67. Lu et al., « A 3-year clinical evaluation of endodontically treated posterior teeth restored with two different materials using the cerec ac chair-side system ».
68. Arocha MA, Basilio J, Llopis J, Di Bella E, Roig M, Ardu S, et al. Colour stainability of indirect CAD-CAM processed composites vs. conventionally laboratory processed composites after immersion in staining solutions. J Dent. 2014 Jul ;42(7):831–8.
69. Awada A, Nathanson D. "Mechanical Properties of Resin-Ceramic CAD/CAM Restorative Materials." The Journal of Prosthetic Dentistry October 2015 ;114 (4) : 587–93.
70. Nathaniel C. Lawson, Ritika Bansal, John O. Burgess, Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials, Dental Materials, Volume 32, Issue 11, 2016
71. Ludovichetti FS, Trindade FZ, Werner A, Kleverlaan CJ, Fonseca RG. Wear resistance and abrasiveness of CAD-CAM monolithic materials. J Prosthet Dent. 2018 Aug ;120(2): 318.e1-318.e8.
72. Site internet : <https://www.vita-zahnfabrik.com/fr/La-facette-en-VITA-ENAMIC-67866,167700.html>
73. Al-Harbi FA, Ayad NM, ArRejaie AS, Bahgat HA, Baba NZ. Effet des régimes de vieillissement sur le matériau CAD/CAM nanocéramique de résine. J Prosthodont. 2017 Jul : p 432-439.
74. Acar DH, Kalyoncuoğlu E. La résistance à la rupture des endocrowns fabriqués à partir de différents blocs hybrides sous des forces axiales et latérales. Enquête orale Clin. 2021 avril ; 25(4) :1889-1897.
75. Bergamo ETP, Yamaguchi S, Coelho PG, Lopes ACO, Lee C, Bonfante G, Benalcázar Jalkh EB, de Araujo-Júnior ENS, Bonfante EA. Survie des couronnes en céramique à matrice de résine supportées par implant : analyses in silico et de fatigue. Dent Mater. 2021 Mar : p523-533.
76. Niem T, Youssef N, Wöstmann B. Capacités de dissipation d'énergie des matériaux de restauration CAD-CAM : une évaluation comparative de la résilience et de la ténacité. J Prosthet Dent. 2019 Jan : p.101-109.
77. Site internet : <https://www.vita-zahnfabrik.com/fr/VITA-ENAMIC-ST-Cas-clinique-57879.print>
78. Site internet : <https://www.information-dentaire.fr/formations/realisation-d-une-endocouronne-en-resine-nanoceramique-a-l-aide-d-une-camera-optique/>

79. Chirumamilla G, Goldstein CE, Lawson NC. Une étude clinique rétrospective de 2 ans sur les couronnes enamiques réalisées dans un cadre de pratique privée. *J Esthet Restor Dent.* 2016 Jul ;28(4) :231-7.
80. https://elearning.univ-bejaia.dz/pluginfile.php/280828/mod_resource/content/1/chapitre%203%20%2B
81. Mainjot, A. « Ceramic materials for dental prostheses ». In *Biomaterials*, édité par V. Migonney. Hoboken : Wiley & Sons, 2014.
82. Tassin, M., E. Bonte, L. S Loison-Robert, A. Nassif, T. Berbar, S. Le Goff, A. Berdal, M. Sadoun, et B. P. J. Fournier. « Effects of high-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks on oral stem cells ». *Plos one* 11, no 5 2016.
83. Bustamante-Hernández N, Montiel-Company JM, Bellot-Arcís C, Mañes-Ferrer JF, Solá-Ruíz MF, Agustín-Panadero R, Fernández-Estevan L. Clinical Behavior of Ceramic, Hybrid and Composite Onlays. A Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Environ Res Public Health.* 2020 Oct 19 ;17(20):7582.
84. White SN, Miklus VG, Chang PP, Caputo AA, Fong H, Sarikaya M, Luo W, Paine ML, Snead ML. Controlled failure mechanisms toughen the dentino-enamel junction zone. *J Prosthet Dent.* 2005 Oct ;94(4):330-5.
85. Franiatte M-E. Les reconstitutions partielles collées: inlays et onlays céramiques et composites. 2005
86. Site internet : <https://www.lefildentaire.com/articles/clinique/esthetique/concept-de-preparations-et-usures/>
87. Rohr N, Balmer M, Müller JA, Martin S, Fischer J. Simulation de mastication des restaurations prises en charge par l'implant de zircone. *J Prosthodont Res.* 2019 Jul : p. 361-367.
88. John O.Burgess, Nathaniel Lawson. Caractéristiques d'abrasion des matériaux CFAO. *Quintessence Dentisterie Restauratrice et Prothèse.* 2017;11(3):213-219
89. Alexis G, Hazem A, Pierre C, Christophe J, Nelly P, Dominique S, Brigitte G. Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2017 ; published online
90. Barutçigil K, DüNDAR A, Batmaz SG, Yıldırım K, Barutçugil Ç. Les blocs CAO/FAO composites à base de résine libèrent-ils des monomères ? *Enquête Orale Clin.* 2021 Jan ;25(1):329-336.
91. Queiroz-Lima G, Strazzi-Sahyon HB, Maluly-Proni AT, Fagundes TC, Briso ALF, Assunção WG, Delben JA, Santos PHD. Surface characterization of indirect restorative materials submitted to different etching protocols. *J Dent.* 2022 Oct 22 ; 127:104348.

92. Richard A. Les céramiques hybrides : mythe ou réalité ? *Réal Clin.* 2020 ;31(3):218–28.
93. Schlichting LH, Magne P. Double-milled CAD-CAM composite resin restorations: A proof-of-concept approach to producing histoanatomic bilaminar restorations. *J Prosthet Dent.* 2020 Jul;124(1):5-9.
94. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan a. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature–Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence Int.* 2007 ; 38 :733-43.
95. Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. La résistance à la rupture d'une nano céramique en résine CAO/FAO (RNC) et d'une céramique CAO à différentes épaisseurs. *Dent Mater.* 2014
96. 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 Nov-Dec;19(6):613-7. PMID: 17165303.
97. Burgess JO, Janyavula S, Lawson NC, Lucas TJ, Cakir D. Enamel wear opposing polished and aged zirconia. *Oper Dent.* 2014 Mar-Apr;39(2):189-94. doi: 10.2341/12-345-L. Epub 2013 Jul 12. PMID: 23848069.
98. Goujat A, Abouelleil H, Colon P, Jeannin C, Pradelle N, Seux D, Grosogeat B. Propriétés mécaniques et ajustement interne de 4 matériaux de bloc CAD-CAM. *J Prosthet Dent.* 2018 Mar ;119(3):384-389.
99. Abouelleil H, Colon P, Jeannin C, Goujat A, Attik N, Laforest L, Gauthier R, Grosogeat B. Impact of the Microstructure of CAD/CAM Blocks on the Bonding Strength and the Bonded Interface. *J Prosthodont.* 2022 Jan;31(1):72-78. doi: 10.1111/jopr.13361. Epub 2021 Apr 20. PMID: 33835621.
100. Hagino R, Mine A, Matsumoto M, Yumitate M, Ban S, Yamanaka A, Ishida M, Miura J, Meerbeek BV, Yatani H. Combination of a silane coupling agent and resin primer reinforces bonding effectiveness to a CAD/CAM indirect resin composite block. *Dent Mater J.* 2021 Dec 1;40(6):1445-1452.
101. Fariborz Vafaee et Farnaz Firooz et Bijan Heidari et Masoumeh Khoshhal et Farnoush Fotovat et Hanif Allahbakhshi. Article : Une étude comparative de la résistance à la flexion et à la fatigue de 2 blocs Cad/Cam en résine composite nanocéramique (Lava Ultimate et Vita Enamic) et une vitrocéramique au disilicate de lithium (Ips E.Max Cad), *Biomedical and Pharmacology Journal*, 2017, volume 10, pages 51-58.
102. Lauvahutanon S, Takahashi H, Oki M, Arksornnukit M, Kanehira M, Finger WJ. In vitro evaluation of the wear resistance of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater* Janvier 2015;34(4):495-502. doi: 10.4012/dmj.2014-293. PMID: 26235715.

103. Hamerschmitt RM, Tomazinho PH, Camporês KL, Gonzaga CC, Cunha LF da, Correr GM. Surface topography and bacterial adhesion of CAD/CAM resin-based materials after application of different surface finishing techniques. *Braz. J. Oral Sci.* [Internet]. 2018 Jun. 5 [cited 2022 Nov. 24];17: e18135. Disponible sur : <https://periodicos.sbu.unicamp.br/ojs/index.php/bjos/article/view/8652650>
104. Azarbal A, Azarbal M, Engelmeier RL, Kunkel TC. Marginal Fit Comparison of CAD/CAM Crowns Milled from Two Different Materials. *J Prosthodont.* 2018 Jun ;27(5):421-428.
105. Wille, Sébastien, et al. « Résistance à l'usure des couronnes fabriquées à partir de différents matériaux CAM/CAD ». *Matériaux dentaires*, vol. 37, n ° 7, juillet 2021, p. e407-13. DOI.org (référence croisée), <https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.03.017>.
106. Thèse : PALACCI Romain, Les « Table tops » : un nouvel outil dans le traitement de l'usure, ACADEMIE d'AIX-MARSEILLE, 19 mars 2018. 29pages.
107. Furtado de Mendonca A, Shahmoradi M, Gouvêa CVD, De Souza GM, Ellakwa A. Caractérisation microstructurale et mécanique des matériaux CAO/FAO pour les restaurations dentaires monolithiques. *J Prosthodont.* 2019 ;28(2):e587-e594. doi:10.1111/jopr.12964.
108. 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):141-149. doi: 10.1111/jerd.12432. Epub 2018 Oct 27. PMID: 30367707.
109. Site internet : <https://www.dental-visionist.com/de/Versorgung-eines-Schneidekantendefekts-mit-CADCAM-Hybridkeramik-1195,2955.html>.

INDEX DES FIGURES

- Fig. 1 :** Enregistrement de polysomnographie mettant en évidence un épisode de bruxisme du sommeil, l'activité rythmique des muscles masticateurs est identifiée.
- Fig. 2 :** « Les bruxismes » selon DUMINIL et ORTHLIEB 2016.
- Fig. 3 :** Synthèse des facteurs de risques du bruxisme.
- Fig. 4 :** Différents exemples des conséquences du bruxisme sur la cavité orale.
- Fig. 5 :** Usures dentaires du bloc antérieur mandibulaire de type attrition.
- Fig. 6 :** Usures de type abrasion.
- Fig. 7 :** Patient atteint d'usures dentaires de type érosion avec exposition dentinaire.
- Fig. 8 :** Sévérité des usures dentaire de Johansson et coll.
- Fig. 9 :** Structure de l'émail prismatique par microscopie électronique à balayage mettant en évidence l'émail non prismatique (A) et l'émail prismatique (B) avec les prismes (p) et la zone interprismatique (ip).
- Fig. 10 :** Structure de la dentine par microscopie électronique à balayage.
- Fig. 11 :** Diagramme déformation/contrainte.
- Fig. 12 :** Schéma illustrant le test de la flexion en 3 points.
- Fig. 13 :** Schéma illustrant un test d'usure sur l'émail d'un matériau prothétique testé.
- Fig. 14 :** Tableau comparant les propriétés de l'émail et de la dentine.
- Fig. 15 :** Préparations partielles collées et notion de gradient thérapeutique.
- Fig. 16 :** Représentation schématique d'un composite d'après Raskin.
- Fig. 17 :** Caractéristiques des composites pouvant être utilisés dans la réalisation des restaurations partielles directes (Tetric) ou indirectes (Paradigm).
- Fig. 18 :** Blocs d'IPS E.MAX ZIRCAD de différentes tailles de chez IVOCLAR VIVADENT.
- Fig. 19 :** Schéma illustrant la dureté selon VICKERS des céramiques par rapport aux composites et à l'émail.
- Fig. 20 :** Comparatif des propriétés mécaniques de deux céramiques obtenues par CFAO.
- Fig. 21 :** Blocs usinables de Vita Enamic.
- Fig. 22 :** Schéma d'une céramique hybride type ENAMIC Vita d'après DUTEL 2015.
- Fig. 23 :** Blocs usinables de Lava Ultimate.
- Fig. 24 :** Blocs usinables de Cerasmart.
- Fig. 25 :** Bloc usinable de Grandio Blocs.
- Fig. 26 :** Schéma illustrant le procédé de fabrication des blocs Katana™ Avencia™ issu du fabricant.

Fig. 27 : Résumé de la composition des matériaux hybrides selon les informations des fabricants.

Fig. 28 : Synthèse des propriétés mécaniques des principaux nouveaux matériaux hybrides.

Fig. 29 : Résultat final en bouche d'une facette en céramique hybride VITA ENAMIC sur la 21 collée au Variolink Venner. Le résultat esthétique est largement satisfaisant.

Fig. 30 : Microphotographie en MEB (x 1500) d'une surface de CERASMART™ avant et après sablage à l'alumine (50µm) pendant 10s

Fig. 31 : Avantages et inconvénients des matériaux hybrides.

Fig. 32 : Table top d'une épaisseur de 0,2mm usiné en CFAO à partir d'un bloc de VITA ENAMIC.

Fig. 33 : Cas clinique d'utilisation d'onlay en bloc CFAO de chez VITA ENAMIC du Dr. Alexander Hassel.

Fig. 34 : Facettes palatines collées 12-11-21-22 fabriquées grâce à un bloc de LAVA Ultimate.

Fig. 35 : Traitement mini-invasif d'un défaut du bord incisif avec des céramiques hybrides CAD/CAM de type VITA ENAMIC.

Fig. 36 : Endocouronne fabriquée à partir d'un bloc de LAVA Ultimate.

LISTES DE ABREVIATIONS

CFAO : Conception et fabrication assistée par ordinateur.

CAD/CAM: Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing

DTM : Désordre temporo-mandibulaire.

RPC : Restauration partielle collée.

PICN : Polymer infiltrated ceramic network (Réseau de céramique infiltré par un polymère).

RCNC : Résines chargées en nano-céramiques.

TDAH : Trouble de déficit de l'attention avec ou sans hyperactivité.

LCU : Lésion cervicale d'usure.

RPC : Restaurations partielles collées.

UDMA : Uréthane di méthacrylate

TEGDMA : Triéthylène glycol diméthyléther

L'intérêt clinique des nouveaux matériaux hybrides obtenus par CFAO sur un terrain para-fonctionnel de type bruxisme.

RÉSUMÉ : L'objectif de ce travail est de passer en revue les propriétés de cette famille innovante de biomatériaux hybrides obtenues par CFAO que sont les RCNCs et le PICN et de définir leur intérêt en comparaison notamment aux céramiques et composites CAD-CAM dans la prise en charge des usures généralisées liées à un terrain para-fonctionnel de type bruxisme dans le cas de restaurations partielles indirectes collées. L'intérêt majeur de ces nouveaux matériaux est de combiner les avantages des composites (bonne aptitude au collage, flexibilité, possibilité de ré intervention) et ceux de la céramique (propriétés esthétiques optimales, résistance mécanique élevée). Pour conclure, ces nouveaux biomatériaux s'intègrent dans l'arsenal thérapeutique dont dispose le chirurgien-dentiste, c'est pourquoi il est indispensable de connaître les caractéristiques spécifiques des différents matériaux disponibles sur le marché afin de choisir le plus adapté à la situation clinique donnée.

TITRE EN ANGLAIS: The clinical interest of new hybrid materials obtained by CAD/CAM on a para-functional ground of the bruxism type.

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : Chirurgie dentaire

MOTS-CLÉS : - CFAO- Usinage- Bruxisme- Usure- Attrition- Abrasion- Dureté- Ténacité- Flexion- Rigidité- Composite- Céramique- Hybride- Collage- Restaurations- Biomimétique- Biomatériaux- Céramique infiltrée de polymère...

INTITULÉ ET ADRESSE DE L'UFR OU DU LABORATOIRE :

Université Toulouse III-Paul Sabatier
Faculté de Santé – Département d'Odontologie
3 Chemin des Maraîchers, 31062 Toulouse Cedex

Directeur de thèse : Dr JONNIOT Sabine