

UNIVERSITÉ PARIS XIII – SORBONNE PARIS NORD

École doctorale Sciences, Technologies, Santé Galilée

**ÉVALUATION MÉTROLOGIQUE DE PROTHÈSES
DENTAIRES RÉALISÉES PAR C.F.A.O.**

Metrological evaluation of CAD-CAM manufactured dental prosthesis

THÈSE DE DOCTORAT
présentée par

William PACQUET

Unité de Recherche Biomatériaux Innovants et Interface

pour l'obtention du grade de
DOCTEUR EN SCIENCES DES MATÉRIAUX

soutenue le 14 juin 2023 devant le jury d'examen constitué de :

LARTIGUE Claire	Professeure à l'Université Paris Saclay (LURPA)	Présidente
MAINJOT Amélie	Professeure à l'Université de Liège (D-Bru)	Rapporteuse
ETIENNE Olivier	Maître de Conférences HDR à l'Université de Strasbourg (Inserm1121)	Rapporteur
MAWUSSI Bernardin	Professeur à l'Université Paris 13 (URB2i)	Directeur de thèse
TAPIE Laurent	Professeur à l'EPF (URB2i)	Co-directeur de thèse
TALEB Chakib	Responsable scientifique (Ivoclar)	Membre invité

*Je dédie ce travail de thèse à Ophélie,
pour son soutien, sa patience et son affection.*

Remerciements

Le travail présenté dans ce mémoire a été réalisé au sein de l'Unité de Recherche Biomatériaux Innovants et Interfaces (URB2i - UR 4462).

J'adresse mes remerciements à son directeur, le Docteur Jean-Pierre Attal pour m'avoir donné l'envie puis permis d'intégrer son équipe.

Je remercie mon directeur de thèse, le Professeur Bernardin Mawussi pour sa bienveillance et son perfectionnisme.

J'adresse également mes remerciements à mon co-directeur de thèse, le Docteur Laurent Tapie pour sa disponibilité, sa pédagogie, ses innombrables relectures et toutes les connaissances qu'il a pris le temps de partager avec moi.

Je remercie la Professeure Claire Lartigue qui me fait l'honneur de siéger au sein de ce jury. J'adresse mes remerciements au Docteur Amélie Mainjot, et au Docteur Olivier Etienne, d'avoir accepté d'être les rapporteurs de ce travail. C'est avec une profonde humilité que je présente ce travail devant les chercheurs, cliniciens et pédagogues de premier ordre que vous êtes.

Je remercie le Professeur Benjamin Salmon et l'équipe du Laboratoire Pathologies, Imageries et Thérapies oro faciales (UR 2496) pour la mise à disposition du microtomographe à rayons X dans le cadre des manipulations de ce travail.

Je remercie Monsieur Chakib Taleb et la Société Ivoclar pour la mise à disposition des échantillons de matériaux et usinés à l'origine des manipulations menées dans ce manuscrit.

Je remercie la Professeure Claudine Wulfman pour m'avoir donné le goût de la recherche.

Merci à tous les chercheurs, techniciens de l'URB2i, et surtout aux autres thésards, cette équipe est devenue ma deuxième famille pendant cette période de ma vie.

Pour finir, je remercie infiniment Brigitte et Aurélie pour leurs relectures, ainsi que ma famille et mes proches qui m'ont soutenu pendant toutes ces années.

Table des matières

Table des matières.....	1
Table des abréviations.....	4
Introduction.....	5
Chapitre I Contexte des travaux.....	9
I.1. La restauration prothétique des tissus dentaires.....	9
I.1.1. Les tissus dentaires à restaurer.....	9
I.1.1.1. Anatomie de la dent.....	10
I.1.1.2. Histologie de la dent.....	10
I.1.2. La restauration prothétique.....	11
I.2. L'intégration prothétique.....	13
I.2.1. Les critères de l'intégration prothétique.....	13
I.2.2. Évaluation de l'adaptation prothétique.....	15
I.3. La CFAO dentaire.....	17
I.3.1. La chaîne CFAO.....	17
I.3.2. Les dispersions en CFAO.....	18
I.3.3. Le logiciel de fabrication assistée par ordinateur.....	20
I.3.4. La machine outil à commande numérique.....	20
I.4. Les matériaux accessibles à la CFAO.....	22
I.4.1. Les matériaux céramiques.....	22
I.4.1.1. Micro-structure.....	22
I.4.1.2. Mise en forme.....	23
I.4.1.3. Les céramiques usinables.....	24
I.4.2. Les matériaux composites.....	25
I.4.2.1. Micro-structure.....	25
I.4.2.2. Les composites usinables.....	26
I.5. Problématique des travaux.....	27
Chapitre II Évaluation métrologique de l'intégration prothétique par microtomographie à rayons X.....	28
II.1. Concepts et définitions issus de la métrologie.....	28
II.1.1. L'exactitude d'une mesure.....	28
II.1.2. Reproductibilité et répétabilité.....	29
II.1.3. Mise en place du processus de mesure.....	29
II.1.3.1. Cahier des charges.....	29
II.1.3.2. Étude des systèmes de mesure.....	32
II.2. Microtomographie à rayons X.....	36

II.2.1. Définition.....	36
II.2.2. Principes généraux.....	36
II.2.2.1. Atténuation d'un faisceau de rayons X.....	36
II.2.2.2. Reconstruction tomographique.....	37
II.2.2.3. Le tomographe.....	39
II.2.3. Perturbation de signal et artefacts de reconstructions.....	40
II.2.3.1. Artefacts d'origine physique.....	40
II.2.3.2. Artefacts liés à l'acquisition	41
II.2.4. Qualification.....	42
II.2.4.1. Le contraste.....	42
II.2.4.2. Qualification de l'analyse dimensionnelle.....	42
Chapitre III Calibration de la chaîne de mesure.....	44
III.1. Introduction.....	44
III.2. Choix de l'objet de référence.....	45
III.2.1. Géométrie et dimension.....	45
III.3. Matériaux de l'objet de référence.....	46
III.3.1. Contraintes radiologiques.....	46
III.3.2. Pycnométrie.....	47
III.4. Procédure de mesure.....	48
III.4.1. Acquisition microtomographique.....	48
III.4.2. Reconstruction volumique.....	48
III.5. Analyse métrologique.....	50
III.5.1. Variation dimensionnelle.....	50
III.5.2. Sphéricité.....	53
Chapitre IV Formalisation d'un protocole expérimental.....	57
IV.1. Conception de la pièce prothétique type.....	57
IV.1.1. Formalisation des critères de caractérisation dimensionnelle.....	57
IV.1.1.1. Justification du choix d'un onlay.....	57
IV.1.1.2. Critères généraux des préparations pour onlays.....	58
IV.1.1.3. Formes de préparations actuelles pour onlays.....	59
IV.1.1.3.1. Réduction occlusale.....	59
IV.1.1.3.2. Limite de préparation.....	60
IV.1.1.3.3. Recouvrement cuspidien.....	61
IV.1.2. Préparation dentaire pour la pièce prothétique type.....	63
IV.1.2.1. Caractéristiques de la préparation.....	63
IV.1.2.2. Réalisation de la préparation pour l'onlay type.....	64
IV.1.3. Conception de la pièce prothétique type.....	65
IV.1.3.1. Empreinte optique de la préparation.....	65
IV.1.3.2. Conception de l'onlay type.....	66
IV.2. Fabrication de la pièce prothétique type.....	67
IV.2.1. Choix du matériaux.....	67
IV.2.2. Fabrication assistée par ordinateur.....	68

IV.3. Microtomographie à rayons X.....	69
IV.3.1. Acquisition microtomographique.....	69
IV.3.2. Reconstruction volumique.....	69
IV.4. Analyse métrologique.....	70
IV.4.1. Zones sous-usinées.....	71
IV.4.2. Zones sur-usinées.....	71
Chapitre V Application à l'étude d'usinabilité de blocs CFAO.....	74
V.1. Matériel et méthodes.....	74
V.1.1. Choix des matériaux.....	74
V.1.2. Fabrication assistée par ordinateur.....	75
V.1.3. Acquisition et reconstruction.....	77
V.1.4. Analyse métrologique.....	78
V.1.4.1. Cartographies globales.....	78
V.1.4.2. Cartographies régionalisées.....	78
V.1.4.3. Évaluation quantitative.....	80
V.2. Résultats et discussion.....	81
V.2.1. Cartographies globales.....	81
V.2.2. Cartographies régionalisées.....	86
V.2.2.1. Intrados.....	87
V.2.2.2. Face occlusale.....	89
V.2.2.3. Face proximale.....	91
V.2.2.4. Périphérie.....	93
V.3. Conclusion.....	97
Conclusion et perspectives.....	98
Index des figures.....	102
Index des tableaux.....	104
Index des équations.....	105
Références bibliographiques.....	106
Annexes.....	117

Table des abréviations

2D : 2 Dimensions

3D : 3 Dimensions

ASCII : American Standard Code for Information Interchange

CAO : Conception Assistée par Ordinateur

CFAO : Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur

FAO : Fabrication Assistée par Ordinateur

ISO : International Standard Organisation

Micro-CT : Microtomographie à rayons X

MOCN : Machine-Outil à Commande Numérique

STL : Region Of Interest

STL : STéreo Litographie

Introduction

Une prothèse se définit comme le remplacement artificiel d'une partie de l'anatomie humaine restaurant la forme, la fonction et l'esthétique (The Academy of Prosthodontics, 2017). En chirurgie dentaire, la prothèse fixée regroupe un ensemble de moyens thérapeutiques dont les buts sont de restaurer des dents délabrées, remplacer des dents absentes, immobiliser une ou plusieurs dents mobiles (ROSENSTIEL et al., 2016; SHILLINGBURG and STONE, 2012). On estime l'usage des premiers biomatériaux à des fins de réalisations de prothèses dentaires à plus de 4000 ans (KNOSP et al., 2003). Pourtant, il a fallu attendre 1789 pour que Nicolas Dubois De Chemant introduise la porcelaine dans le cadre des prothèses dentaires amovibles, puis c'est en 1889 que Charles H. Land propose la porcelaine comme matériau à destination de prothèse fixée avec les premières couronnes en céramique (LAKSHMANAN, 2012).

Plus récemment, la conception et fabrication assistée par ordinateur (CFAO) a fait son apparition avec l'essor de l'informatique. Douglas T. Ross décrit, le premier, la notion de Conception assistée par ordinateur dans les années 1950 (ROSS and WARD, 1968). A cette même période, les premiers programmes de commande numérique émergent et vont permettre l'apparition de machine outil à commande numérique. Dans les années 1960, la CFAO voit réellement le jour quand Pierre Bézier invente un logiciel permettant d'obtenir des instructions de commande depuis un modèle de conception (BÉZIER, 1974).

Francois Duret propose l'usage de la CFAO dans le domaine de la chirurgie dentaire, dans les années 1970 (DURET, 1973). Une étape d'empreinte optique permet la numérisation des tissus dentaires à restaurer puis le logiciel de conception propose un modèle de prothèse, usiné dans un bloc de céramique par une machine outil à commande numérique.

Il est constaté assez rapidement que les techniques de chirurgie dentaire se sont affinées sur plusieurs siècles, alors que l'informatique s'est développée en quelques décennies emmenant la dentisterie avec elle. Cette transition rapide dans les pratiques et les procédés de fabrication a laissé la littérature assez pauvre sur l'opportunité d'évaluer la qualité de ces nouvelles restaurations. Ceci est dû au fait que les outils d'une dentisterie artisanale ont conduit à une évaluation avec des outils artisanaux. Or les outils du numériques permettent l'évaluation de ces méthodes de productions modernes.

Nos travaux sont consacrés à l'élaboration d'une méthodologie rigoureuse, reproductible et fiable d'évaluation de ces prothèses produites par CFAO. Cette méthodologie s'est appuyée sur la métrologie dimensionnelle, ses concepts, ses exigences et ses méthodes. C'est pourquoi des outils informatiques dédiés à la métrologie dimensionnelle sont au cœur de ce travail.

Le premier chapitre de ce travail est consacré à l'inventaire des connaissances disponibles dans la littérature scientifique actuelle sur les problématiques abordées. Dans ce mémoire, l'intégration prothétique et les critères de cette intégration conditionnent la qualité de la prothèse ; l'analyse d'un processus de production par CFAO, notamment l'opportunité d'en analyser plus finement des sources de dispersions dimensionnelles. L'analyse des matériaux accessibles à la CFAO sont décrits car c'est la nature de ces matériaux qui conditionne les résultats d'usinage de la machine outil à commande numérique. Ceci permet donc de soulever une problématique éclairant l'ensemble du travail : l'absence de méthodologie reproductible de l'évaluation des prothèses réalisées par CFAO applicable à tous les matériaux usinables.

Le deuxième chapitre participe à l'établissement du cahier des charges nécessaires à la création d'une méthodologie de métrologie dimensionnelle de l'intégration prothétique de prothèse fixée réalisée par CFAO. Les notions de métrologie sont développées afin d'établir les critères nécessaires à la mise en place du processus de mesure. Les différents systèmes d'acquisition disponibles sont explicités, notamment les méthodes d'acquisition sans contact optique ou radiologique. Ceci permet de justifier le choix de la méthode radiologique à l'aide de la microtomographie à rayons X. Dans un second temps, la microtomographie à rayons X est étudiée afin d'en établir les bons usages et les limites. En effet, la tomographie à rayons X en général, est productrice d'artefacts radiologiques nuisibles au traitement des images obtenues.

Dans le troisième chapitre, la procédure et la chaîne de mesure sont détaillées et validées. Les concepts de la métrologie recommandent une étape de calibration et de validation pour qualifier le protocole et la chaîne de mesure. La phase de calibration repose sur une acquisition radiologique. C'est à dire que les paramètres d'acquisition tridimensionnelle sont réglés afin d'obtenir des images radiologiques minimisant les artefacts potentiels. Pour cela, une analyse des densités de matériaux de calibration a été menée à l'aide de la pycnométrie à gaz afin de régler les paramètres d'acquisition pour des matériaux proches

de ceux mis en forme par CFAO dentaire. L'étape de validation métrologique s'est basée sur la méthode du fantôme de calibration où un objet de dimension et de forme connues est exploité. La différence entre l'objet de référence et la forme attendue s'est faite par la construction de projections orthogonales entre les deux surfaces. L'exploitation des valeurs numériques de ces projections a permis de quantifier les écarts dimensionnels.

Le quatrième chapitre est consacré à l'application de la procédure de mesure par microtomographie à rayons X à la qualification dimensionnelle de l'intégration d'un onlay de référence. C'est pourquoi l'ensemble des critères modernes de réalisation d'un onlay a été synthétisé à l'aide de la littérature scientifique. Ceci a abouti à la réalisation d'un onlay type dans un modèle d'entraînement. Une fois cette préparation réalisée, un onlay a été obtenu selon la méthode actuelle de réalisation par CFAO. Le modèle CAO de cet onlay a été confrontée à l'acquisition tridimensionnelle de la prothèse obtenue. Ceci a mis en évidence certains éléments devant bénéficier de nouvelles investigations. La limite marginale de l'onlay présente notamment, de nombreuses zones d'écaillages attribuables aux conditions d'usinage ou au matériau. Ainsi que des zones insuffisamment usinées comme les puits et sillons occlusaux.

La chapitre V entre dans la continuité du quatrième chapitre avec la comparaison de la faculté de mise en forme de l'onlay type, défini au chapitre IV pour un même système de CFAO, mais réalisée dans différents matériaux. Trois cohortes de différents matériaux accessibles à la CFAO présentés dans le premier chapitre ont été comparés. Pour cela, six échantillons de vitrocéramique cristallisée, six échantillons de céramique usinée avant cristallisation et six échantillons de composites ont participé au protocole. Les critères de mesure, avec les distances des projections orthogonales de la prothèse numérisée sur la CAO, ont été exploités comme proposé dans le protocole du troisième chapitre. Les résultats, présentés sous la forme de courbes de tendance, ont permis d'exploiter les notions de justesse et de fidélité participant à la détermination d'exactitude de mesure, introduites dans le cahier des charges du deuxième chapitre. Les résultats de cette étude permettent d'éclairer de nouvelles voies concernant les critères de choix des différents matériaux usinables.

Pour finir, les conclusions concernant cette méthodologie d'évaluation métrologique des prothèses produites par CFAO, à l'aide la microtomographie à rayons X permettent de relever plusieurs résultats.

Premièrement, l'intégration prothétique qui repose sur un ensemble de critères empiriques et difficiles à contrôler peut prendre une nouvelle définition : cela serait l'absence de variations dimensionnelles et de forme, ainsi que de l'état de surface, au niveau des différentes zones topologiques d'une prothèse par rapport à un idéal prothétique. Deuxièmement, ce travail permet la systématisation d'une méthode de calibration radiologique et la validation métrologique d'une procédure de mesure par tomographie à rayons X sur les céramiques dentaires. Troisièmement, la méthodologie proposée confirme la faisabilité pour l'étude de l'intégration de prothèse unitaire, cela était absent de la littérature jusqu'à présent. De plus, cela confirme l'existence de certaines zones inaccessibles aux outils de la MOCN et retravaillées manuellement par le technicien de laboratoire, comme les sillons occlusaux. En effet, l'impact de la stratégie d'usinage ou le design de la pièce à usiner ne prennent pas en compte le matériau à usiner.

Les perspectives ouvertes par ce travail sont nombreuses car le protocole d'analyse de métrologie dimensionnelle n'est pas limité : n'importe quel objet peut être analysé et mesuré de la même manière à condition de respecter les contraintes expérimentales liées à la radiologie. Cela permettrait donc de mesurer des évolutions dans le temps d'un même objet comme l'usure d'une prothèse, l'écaillage ou le volume d'une fracture. De plus, si une calibration est réalisée, il serait possible de réaliser des mesures similaires en remplaçant les Rayons X par un rayonnement électromagnétique non ionisant, et faire des mesures avec des scanners optiques, si la résolution de cette technologie continue de s'améliorer.

La finalité initiale de cette étude est d'améliorer les procédés de fabrication par CFAO. La prochaine étape sera de créer un répertoire de stratégies d'usinage en fonction du matériau usiné. Qui plus est, il serait passionnant de poursuivre les essais actuels avec une exploitation du protocole dans le cadre de l'étude de l'usinabilité de différents biomatériaux dentaires par l'étude de l'intégration dimensionnelle prothétique, en ajoutant l'ensemble des matériaux usinables disponibles aux trois matériaux étudiés durant nos travaux.

Chapitre I Contexte des travaux

Le chirurgien-dentiste réalise la prévention, le diagnostic et le traitement des maladies congénitales ou acquises, réelles ou supposées, de la bouche, des dents, des maxillaires et des tissus attenants (CODE DE LA SANTÉ PUBLIQUE, 2021). Ses activités couvrent également la réalisation de prothèses dentaires dont l'intégration est une problématique majeure dans l'activité clinique. Dans ce chapitre, nous rappellerons le concept de restauration prothétique, avant de développer les critères de leurs intégrations, leurs procédures d'évaluations et les perspectives de ces évaluations. Puis, le contexte actuel de la conception et fabrication assistée par ordinateur permettra de déterminer les éléments à prendre en compte dans la création d'un protocole d'évaluation métrologique innovant. Pour finir, la problématique matériau permettra de détailler certains paramètres à prendre en compte dans la mise en place de ce protocole.

I.1. La restauration prothétique des tissus dentaires

L'altération des tissus dentaires peut provenir d'étiologies multiples et parfois conjointes : la carie, le traumatisme, l'usure, l'érosion, les altérations congénitales... Toutes ces étiologies concourent à une perte tissulaire entraînant la nécessité de leur remplacement. Le type de restauration dentaire est fonction de son principe de réalisation, et son volume sera fonction de la perte tissulaire engendrée par les étiologies décrites. Elle sera dite « directe » si elle est réalisée par le praticien, directement sur le patient. Son indication concerne le remplacement d'un volume tissulaire réduit. Elle sera dite « indirecte » ou prothétique si la procédure fait intervenir des étapes de laboratoire. Dans ce second cas, elle sera indiquée pour le remplacement de volumes tissulaires plus importants.

I.1.1. Les tissus dentaires à restaurer

La dent se définit comme « l'organe de l'appareil digestif situé dans la cavité orale, destiné à la mastication des aliments. De plus, les dents jouent un rôle considérable dans la phonation et la déglutition. Leur rôle esthétique est [*Sic*] « indiscutable chez l'Homme » (KAMINA et al., 2013).

I.1.1.1. Anatomie de la dent

Morphologiquement, la dent se divise en deux parties :

- La couronne est la partie intra-buccale de la dent, et participe à la mastication.
- La racine est la partie intra-alvéolaire, et permet l'ancrage de cette dent à l'os maxillaire ou mandibulaire, ainsi que la transmission des forces masticatoires à ces dits os.

Une terminologie précise délimite cinq faces sur la couronne dentaire :

- La face occlusale, fait face à l'arcade antagoniste. Les contacts ponctuels ou surfaciques des faces occlusales de deux dents antagonistes permettent l'écrasement du bol alimentaire. Les contacts sont idéalement ponctuels mais l'usure physiologique provoquée par la mastication transforme ces points en surfaces, au cours de la vie de l'individu. De plus, cette face est composée de sillons et de cuspides afin d'améliorer cet écrasement. Cette architecture optimise la résistance aux contraintes appliquées (KHERS et al., 1990).
- La face vestibulaire est en regard de la lèvre ou des joues.
- La face palatine ou linguale est en regard du palais pour les dents maxillaires et de la langue pour les dents mandibulaires.
- Les deux faces proximales permettent le contact avec les dents adjacentes d'une même arcade. Deux dents adjacentes vont former entre elles une surface de contact. L'optimisation de la géométrie (position et forme) de ce contact, ainsi que l'intensité de l'effort du contact permettent une déflexion optimale du bol alimentaire (NEWMAN, 2018).

I.1.1.2. Histologie de la dent

Histologiquement, la dent est composée de tissus de natures différentes :

- L'émail est un tissu acellulaire et minéralisé à 96 % car essentiellement composé de cristaux d'hydroxyapatite. Il coiffe et protège le complexe dentinopulpaire sous jacent, et ne recouvre que la couronne. Il est très rigide et résistant à l'usure. Il est essentiellement constitué en prismes et en substance interprismatique. L'orientation de ces prismes est primordiale dans le collage des restaurations prothétiques. Il faut donc adapter la géométrie des formes de préparations dentaires et des restaurations prothétiques pour réussir le collage (ÉTIENNE and ANCKENMANN, 2016).

- La dentine est un tissu conjonctif minéralisé (à 70 %). Elle contient bien d'avantage d'eau (10 %) et de collagène (20 %). La dentine est structurée en canalicules (ou tubuli), qui abritent le fluide dentinaire et les prolongements odontoblastiques, dont les corps tapissent la paroi pulpaire. La densité et le diamètre des canalicules varient en fonction de la profondeur et du passif de la dent. Cet état de fait s'accompagne d'un taux d'humidité à maîtriser durant les procédures de collage (ÉTIENNE and ANCKENMANN, 2016).
- La pulpe est un tissu conjonctif lâche situé dans la chambre pulpaire au niveau de la couronne et les canaux pulpaires au niveau de la racine.
- Le cément est un tissu conjonctif minéralisé (à 65 %) recouvrant la racine (KAMINA et al., 2013).

I.1.2. La restauration prothétique

Lorsque la perte tissulaire concerne une trop grande part des tissus durs de la couronne dentaire, que les parois résiduelles sont trop fragiles ou que des fissures sont présentes, une restauration prothétique est indiquée (ÉTIENNE and ANCKENMANN, 2016). Cette prothèse est définie comme « un dispositif implanté dans l'organisme pour suppléer un organe manquant ou pour restaurer une fonction compromise » (WAINSTEN, 2012).

Autrefois, la prothèse dentaire fixée était essentiellement réalisée par couronne prothétique. Elle consistait en un recouvrement complet de la couronne naturelle par la prothèse. Cette solution thérapeutique était privilégiée car la rétention était essentiellement mécanique malgré l'usage d'un scellement. Il fallait donc créer un axe d'insertion vertical en mettant de dépouille les parois dentaires, tailler la dent pour laisser de l'épaisseur au matériau et placer des marges de restaurations le plus apicalement possible, afin d'augmenter la hauteur de rétention (BELSER, 2010).

Ces marges de préparation situent la zone au-delà de laquelle les tissus naturels ne doivent pas être recouverts par la restauration. On parlera volontiers de limites marginales de préparation et de restauration (The Academy of Prosthodontics, 2017).

Actuellement, l'évolution des matériaux d'assemblage permet de s'extraitre de ces contraintes, en collant les restaurations. De plus, les capacités mécaniques des matériaux en céramique monolithique permettent de créer des restaurations d'épaisseur bien plus fine. Tout ceci a concouru à l'émergence de la dentisterie minimalement invasive (EDELHOFF et al., 2019).

L'intégration de cette restauration prothétique sur les tissus dentaires résiduels est la clé du succès et de la survie de la dent et de la restauration. A ce titre l'intégration prothétique est l'enjeu majeur lors de la réalisation de ces restaurations.

I.2. L'intégration prothétique

I.2.1. Les critères de l'intégration prothétique

Les critères d'intégration prothétique sont intemporels en prothèses fixées ; cela correspond aux éléments nécessaires au succès et à la pérennité de la restauration grâce à une intégration esthétique et fonctionnelle. Il convient donc de respecter l'anatomie dentaire, ainsi que de respecter certains points clés de la fonction pour y parvenir.

Wiskott décrit les critères d'intégration suivants (WISKOTT, 2011) :

- La qualité de l'intrados est la partie de la prothèse en regard de la dent. Cet intrados doit permettre une insertion totale de la restauration et l'épaisseur uniforme du joint de colle.
- La qualité des surfaces de contact entre la prothèse et la dent adjacente. La position de ces surfaces de contact et l'intensité des efforts induits sont dictées par l'anatomie des dents adjacentes. Idéalement, la surface de contact est punctiforme et située au tiers occlusal dans le sens corono-apicale, et au tiers vestibulaire dans le sens vestibulo-buccal.
- L'adaptation cervicale conditionne l'herméticité de la restauration. Les limites de restaurations devront être adaptées aux limites de préparations dentaires afin d'éviter la percolation bactérienne ou des répercussions parodontales.
- L'occlusion correspond aux contacts entre la prothèse et la dent antagoniste lors des divers mouvements mandibulaires. L'anatomie de la face occlusale va conditionner l'obtention d'une bonne occlusion.
- La morphologie de la restauration va permettre une déflexion correcte du bol alimentaire avec le respect du profil d'émergence dentaire, ainsi qu'une meilleure intégration esthétique.
- La teinte et l'état de surface de la restauration vont parachever l'intégration esthétique.

Ces critères reflètent une réalité clinique mais leur contrôle reste très empirique. La formalisation de ces critères met en avant un fait : la prothèse se décompose en zones topologiques. Les impacts cliniques décrits sont liés à des défauts de forme, de dimension ou d'état de surface dans les différentes zones topologiques étudiées (Tableau I.1).

L'ensemble de ces critères, fait appel à des grandeurs géométriques (forme, dimension, position) pouvant être mesurées sur la surface de la prothèse à des échelles différentes de l'ordre du millimètre pour des formes anatomiques au micromètre pour des rugosités.

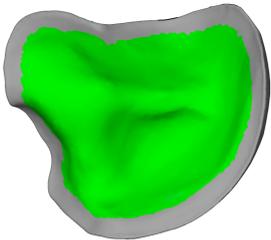
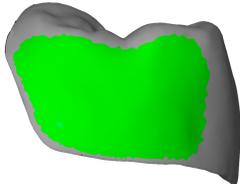
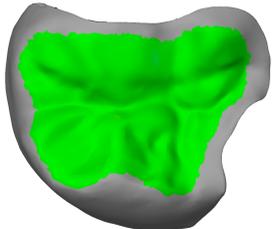
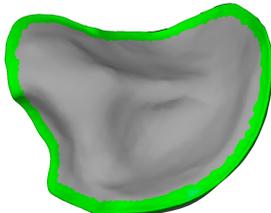
Zone topologique	Critères mesurés	Répercussions cliniques	Vue de la zone topologique
Intrados	Variation dimensionnelle	- Défaut d'insertion - Épaisseur de colle excessive	
	Variation de forme	- Défaut d'insertion - Amorce de fissure	
	Rugosité	- Défaut d'adhérence - Perte d'assemblage - Amorce de fissure	
Face proximale	Variation dimensionnelle	- Défaut d'insertion - Absence de contact - Bourrage alimentaire	
	Variation de forme	- Position inadéquate du contact - Bourrage alimentaire	
	Rugosité	- Rétention de plaque dentaire	
Face occlusale	Variation dimensionnelle	- Sur-occlusion - Sous-occlusion	
	Variation de forme	- Entrave à l'occlusion dynamique - Instabilité occlusale	
	Rugosité	- Abrasion de l'antagoniste - Rétention de plaque	
Périphérie	Variation dimensionnelle	- Épaisseur excessive du joint collé - Fracture de la restauration	
	Variation de forme	- Sur-contour périphérique - Pathologie parodontale	
	Rugosité	- Rétention de plaque - Pathologie parodontale	

Tableau I.1 : Répercussions cliniques des critères de l'intégration par zones topologiques

I.2.2. Évaluation de l'adaptation prothétique

Les contraintes liées à la fabrication des couronnes prothétiques obligeaient le praticien à respecter une procédure extrêmement normalisée, afin de produire une pièce aux dimensions standards.

La normalisation des critères présentés ci-dessus associée à la technique de réalisation artisanale de ces pièces prothétiques rendent peu de critères objectifs et quantifiables. En effet, l'anatomie de la face occlusale, les bombés vestibulaires ou l'intensité des points de contact seront directement réalisés manuellement, par le technicien, et seront extrêmement sensibles aux biais de réalisation.

C'est pourquoi les critères d'évaluation en prothèses fixées concernaient essentiellement l'adaptation dento-prothétique (BOITELLE et al., 2014).

L'espace entre l'intrados et la dent permet de placer une épaisseur de ciment ou colle, et se nomme le joint dento-prothétique. L'épaisseur de ce joint est le premier critère d'évaluation de cette adaptation.

La mesure du hiatus marginal correspond à la mesure de l'ouverture de ce joint dento prothétique dans la cavité buccale. C'est à dire la distance entre le bord marginal de la prothèse et la limite de préparation dentaire (BOITELLE, 2015).

Cette évaluation de l'adaptation dento-prothétique est, historiquement, réalisée à l'aide de la méthode des répliques. Elle consiste en une confrontation de la prothèse sur le modèle en plâtre par l'interposition d'un élastomère, suivi de la mesure de l'espacement par la mesure de l'épaisseur de cet élastomère.

Des méthodes indirectes ont été proposées comme la méthode du triple scan, où l'intrados est scanné à l'aide d'un scanner optique, puis le modèle en plâtre issu de l'empreinte de la préparation, et pour finir les deux sont confrontés numériquement (BOITELLE et al., 2018).

La microtomographie à rayons X permet de réaliser des mesures de l'adaptation dento-prothétique sans défaire l'assemblage entre le modèle en plâtre et la prothèse. (ALAJAJI et al., 2017).

L'inconvénient majeur de la plupart de ces méthodes est une évaluation quantitative uniquement en deux dimensions. Le nombre de points de mesure est fixé arbitrairement et parfois limité (COLPANI et al., 2013).

Pour finir, certains paramètres empêchent la reproductibilité de ces mesures. Les mesures sont potentiellement affectées par la viscosité de l'élastomère, ou le non parallélisme entre l'axe de réalisation de la coupe et le plan d'observation de celles-ci (TAPIE et al., 2016).

Cette évaluation, autrefois commode, pose un problème majeur : elle ne reflète que peu des critères d'intégration prothétique. L'intrados de la prothèse est quantifié mais uniquement dans la mesure de la distance entre sa surface et la surface de préparation des tissus, et l'adaptation marginale est mesurée mais sans tenir compte de la morphologie.

Les critères de l'intégration prothétique sont cliniques. Ils reposent sur l'analyse et la dextérité du praticien, ils sont donc empiriques et extrêmement difficiles à objectiver. Le seul critère quantifiable est l'évaluation de l'adaptation prothétique, mais la méthodologie nécessite un assemblage ; il est délétère à la reproductibilité du protocole. Une méthode d'analyse robuste et reproductible devrait permettre l'analyse de l'ensemble des critères de l'intégration prothétique, et pas seulement de l'assemblage. Pour finir, la rugosité a des répercussions sur l'ensemble des critères, et il est important de connaître l'impact du processus de fabrication sur l'intégration prothétique, notamment lors de l'usinage.

I.3. La CFAO dentaire

L'intégration prothétique est affectée par le processus de fabrication. Le processus de conception et fabrication assistée par ordinateur (CFAO) est désormais la méthode de production privilégiée. Les différentes étapes de fabrication y sont individualisables, il devient possible et nécessaire d'identifier les sources de dispersions impactant l'intégration prothétique.

I.3.1. La chaîne CFAO

Le sigle CFAO signifie conception et fabrication assistée par ordinateur. La CFAO a trouvé ses applications en chirurgie dentaire avec la production de restaurations prothétiques, il y a une cinquantaine d'années (DURET, 1973; MÖRMANN and BRANDESTINI, 1985).

On parle régulièrement de chaîne CFAO car elle est constituée de plusieurs maillons (Figure I.1) (L. TAPIE et al., 2015) :

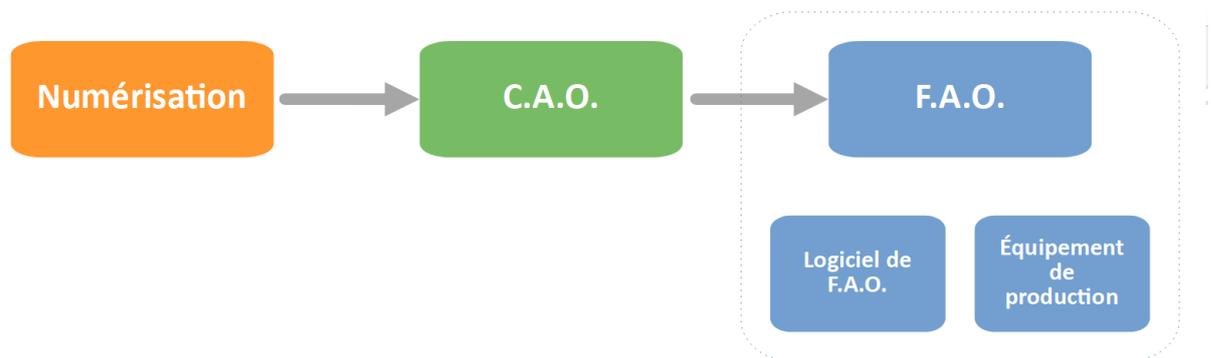


Figure I.1 : Les maillons de la chaîne CFAO

(d'après Tapie and Attal, 2015)

- Le système (ou maillon) de numérisation intègre un dispositif de numérisation associé à un ensemble de programmes informatiques de traitement des données. On utilise désormais essentiellement des dispositifs de mesure sans contact comme les caméras ou scanners (TAPIE and ATTAL, 2015).

- Le système (ou maillon) de « conception assistée par ordinateur » (CAO) se compose d'un logiciel informatique permettant la conception d'une restauration prothétique virtuelle sur la préparation dentaire virtuelle.

- Le système (ou maillon) de « Fabrication assistée par ordinateur » (FAO) rassemble les étapes de la production physique de la restauration prothétique. On distingue deux grandes étapes. Premièrement, le logiciel de FAO s'appuie sur les paramètres dits de coupe et analyse la géométrie de la restauration issue de la CAO pour générer le programme nécessaire à la commande de l'équipement de production. Secondairement, l'équipement de production est constitué d'une machine outil à commande numérique (MOCN) assure l'usinage de la restauration prothétique.

I.3.2. Les dispersions en CFAO

Les différents maillons d'une chaîne CFAO participent à l'analyse des données numériques, l'exploitation des modèles et à la transformation du biomatériau pour aboutir à l'élément prothétique. Les modifications introduisent des dispersions dans la chaîne CFAO (BOITELLE, 2015).

Il existe deux types de dispersions (Figure I.2) :

- Les dispersions physiques sont liées aux interactions au sein du monde physique. On ne les retrouvera que lors des étapes d'acquisition, de numérisation et lors des étapes d'usinage liées à la MOCN.
- Les dispersions numériques sont liées aux étapes numériques. Les contraintes liées à la discrétisation des éléments réels, en un nombre limité de données (traitement du nuage de points, concaténation des images, facettisation) vont créer une partie des dispersions lors de l'étape de conception assistée par ordinateur. La conception (algorithme du logiciel), ou le traitement lié à la fabrication assistée par ordinateur (parcours calculés de l'outil) sont susceptibles eux aussi d'introduire des dispersion numériques (L. TAPIE et al., 2015).

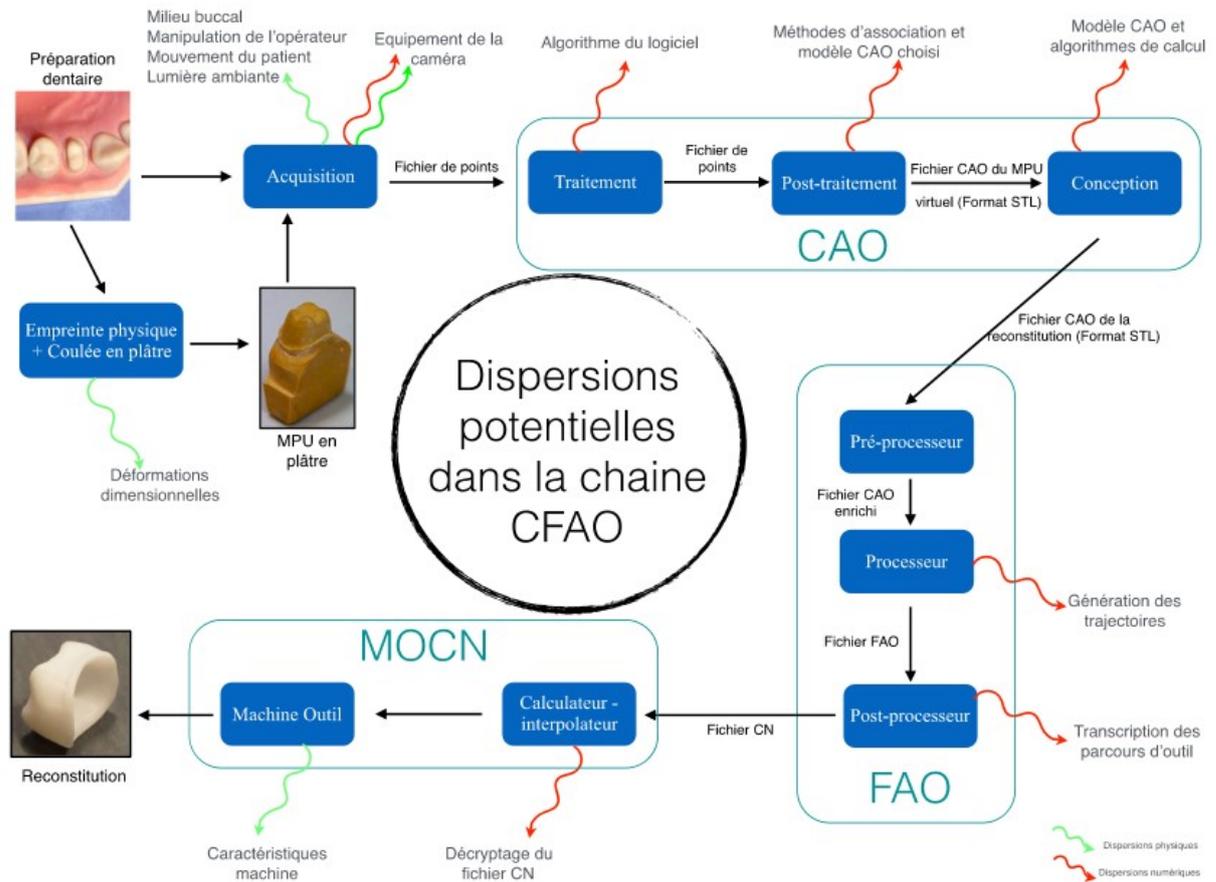


Figure I.2 : Dispersion potentielles dans la chaîne CFAO

(BOITELLE, 2015; L. TAPIE et al., 2015)

Ces dispersions accumulées vont aboutir à une faible adaptation dento-prothétique. Mais le fractionnement de la chaîne CFAO en ces différents maillons permet de les individualiser, il devient ainsi possible d'isoler le maillon qui crée la dispersion intéressée pour y remédier.

I.3.3. Le logiciel de fabrication assistée par ordinateur

Le logiciel de FAO récupère les données de CAO à travers un fichier, généralement au format .stl, il doit traiter ce fichier afin de réaliser un programme interprétable par la machine-outil à commande numérique. On parlera d'un fichier de commande numérique, généralement au format G-code.

Ce logiciel est divisible en plusieurs éléments (L TAPIE et al., 2015) :

- Le pré-processeur agrège les données concernant les éléments de la MOCN (outils disponibles, trajectoires possibles) et le format du bloc de matériau brut (emplacement de la restauration au sein du bloc, taille du bloc)

- Le processeur génère un parcours de l'outil avec des vitesses de rotation et de déplacement adaptées. Les erreurs de calcul liées à cette étape sont susceptibles d'induire des dispersions numériques.

- Le post-processeur traduit les calculs du processeur en fichier de commande numérique interprétable par la MOCN. Cette étape de traduction permet d'obtenir un programme contenant les instruction de déplacements des axes numériques de la machine assurant le balayage de la forme de la prothèse par un ou des outils. Les erreurs de transcription des parcours d'outils sont susceptibles d'introduire des dispersions numériques.

I.3.4. La machine outil à commande numérique

Le maillon «équipement de production » est constitué de la machine outil à commande numérique (MOCN). Elle peut être dédiée au cabinet dentaire afin de réaliser de la CFAO directe dite « chairside » ou au laboratoire de prothèse afin de réaliser de la CFAO indirecte dite « labside ».

La production se divise en une étape numérique et une étape physique :

- Le directeur de commande numérique de la machine outil va générer des signaux électriques pour commander les moteurs des différents axes de la machine. Cette nouvelle étape peut également générer des dispersions numériques lors du décryptage du fichier de commande numérique.

- Pour finir, la machine outil va réaliser l'usinage d'un bloc de biomatériau à l'aide d'un outil abrasif. Les machines outils utilisées, présentent en général une cinématique 3 axes voire 3+1 axes (car trois axes continus et un axe positionné) (LEBON, 2017). Les dispersions provoquées par cette étape sont de nature physique car directement liées aux caractéristiques de la MOCN (comme son nombre d'axes ou la qualité de ses broches), ou aux caractéristiques des outils utilisés (qualité, granulométrie et usure des fraises) (LEBON et al., 2015). Le couple outil-matière sera fonction des caractéristiques de l'outil, de son parcours, de sa vitesse de rotation et d'avance, ainsi que du matériau usiné. Les matériaux prothétiques n'ayant pas la même composition, il n'auront pas le même couple outil-matière.

La conception et fabrication assistée par ordinateur nous ouvre des possibilités nouvelles pour l'évaluation des critères d'intégration prothétique. Chaque pièce prothétique, autrefois unique, est désormais archivée à travers sa conception. Différentes prothèses fabriquées à partir d'une même conception peuvent ainsi être comparées. De plus, l'identification des dispersions est un prérequis incontournable à la démarche scientifique. En effet, il est maintenant envisageable d'isoler chaque étape afin d'en soustraire toutes les autres dispersions de la chaîne. Pour finir, les matériaux prothétiques et leurs usinabilités, auront des répercussions sur l'adaptation prothétique.

I.4. Les matériaux accessibles à la CFAO

I.4.1. Les matériaux céramiques

L'ASTM (American Society for Testing and Materials) définit une céramique comme un matériau « ayant un corps vitrifié ou non, de structure cristalline ou partiellement cristalline, ou de verre, dont le corps est formé de substances essentiellement inorganiques et non métalliques, et qui est formé par une masse en fusion qui se solidifie en se refroidissant, ou qui est formé et porté à maturité, en même temps ou ultérieurement, par l'action de la chaleur » (A.S.T.M., 2019).

Les céramiques dentaires sont obtenues par frittage, à partir d'oxydes, en particulier de silice SiO_2 , d'alumine Al_2O_3 , alcalins K_2O et Na_2O et de zirconium ZrO_2 (GIORDANO and McLAREN, 2010).

I.4.1.1. Micro-structure

Conformément à leur définition, la microstructure des céramiques comporte une phase cristalline et souvent, une phase vitreuse (Figure I.3).

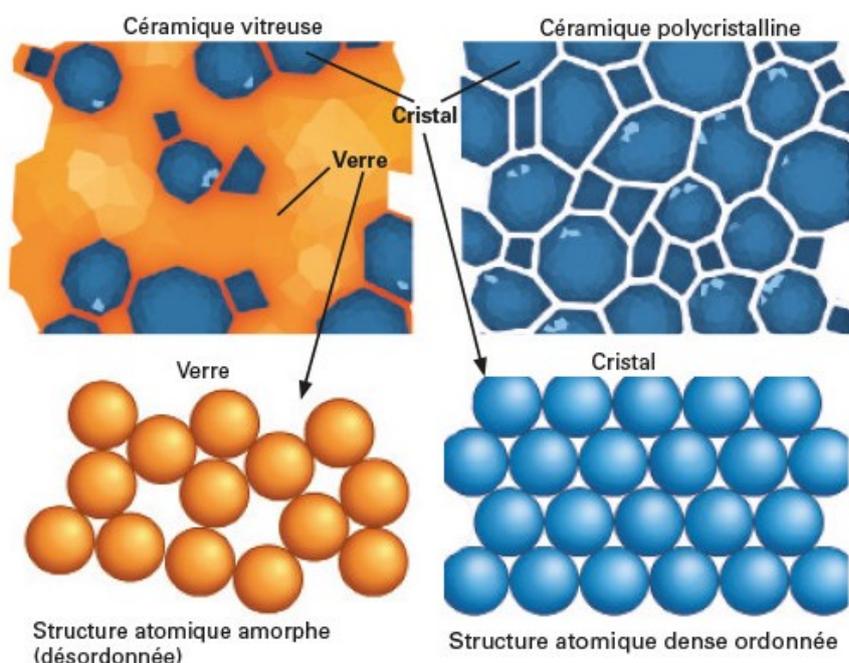


Figure I.3 : Structure des céramiques dentaires

(FRON-CHABOUIS et al., 2016)

Il existe trois grandes familles de céramiques classées en fonction de leur microstructure (KELLY, 2004; KELLY and BENETTI, 2011; SHENOY and SHENOY, 2010) :

- Les céramiques vitreuses ont une phase vitreuse dominante et sont les seules céramiques accessibles à la CFAO directe.
- Les céramiques polycristallines ne sont constituées que de cristaux et nécessitent un équipement de laboratoire pour leur production.
- Les céramiques infiltrées sont composées d'une matrice cristalline, sous la forme d'un réseau interconnecté, infiltré par du verre dans un second temps. Leur mise en œuvre est complexe et elles tendent à disparaître.

I.4.1.2. Mise en forme

Il existe quatre grands principes de mise en œuvre de la céramique, les deux premiers sont dits « artisanaux » :

- Le montage de la pâte crue est la méthode historique. Un mélange liquide-poudre permet le montage de la céramique en phase plastique sur un revêtement à l'aide d'un pinceau, puis ce montage est déshydraté pour être fritté. C'est la méthode la plus utilisée pour les céramiques feldspathiques d'émaillage.
- La méthode par injection où la pièce prothétique est élaborée en cire, puis la cire est remplacée par de la céramique pressée au sein d'un revêtement réfractaire.

Plus récemment, les techniques dites CFAO se sont ajoutées aux techniques artisanales :

- L'usinage, où l'élément de production est une machine outil à commande numérique. La pièce prothétique est usinée au sein d'un bloc ou disque de céramique. Le bloc peut être déjà fritté, ou pré-fritté, ou juste pressé à froid (et sera ensuite fritté). Cette méthode n'est pas sans répercussion : elle réduirait le taux de porosité d'un facteur 10 par rapport à la méthode conventionnelle (DENRY and HOLLOWAY, 2010), mais les contraintes de l'outil peuvent créer de l'écaillage en périphérie de la restauration (QUINN et al., 2014a). De plus l'état de surface lié aux séries d'usinage est rarement optimal (DENRY, 2013).
- La fabrication additive, où l'élément de production est une imprimante 3D. Cette technique n'est pas encore suffisamment développée pour faire l'objet d'une commercialisation en laboratoire de prothèse (GALANTE et al., 2019).

I.4.1.3. Les céramiques usinables

Il existe de nombreuses gammes de céramiques usinables. Les différents types de céramiques vitreuses usinables sont (FRON-CHABOUIS et al., 2016) :

- Les céramiques vitreuses enrichies en feldspaths sont majoritairement composés d'une matrice vitreuse avec environ 20 % de feldspath. Les produits commercialisés sont Vitablocs Mark II (Vita Zahnfabrik), Real life (Vita Zahnfabrik), Triluxe (Vita Zahnfabrik), Triluxe forte (Vita Zahnfabrik) et Cerec blocks (Vita Zahnfabrik).

- Les vitrocéramiques enrichies en leucite ont également une matrice vitreuse dominante mais avec 30 % de leucite. Les produits commercialisés sont Empress CAD (Ivoclar) et Initial Smart (GC).

- Les vitrocéramiques enrichies en disilicate de lithium contiennent 70 % de disilicate de lithium. Le produit commercialisé e.max CAD (Ivoclar) a la particularité d'être fritté après usinage. Le bloc est commercialisé à l'état pré-cristallisé bleu, d'où sa dénomination « Blue block », contient du métasilicate de lithium. Il est ensuite usiné puis cristallisé, les cristaux de métasilicate de lithium sont alors dissous et le disilicate de lithium cristallisé.

- Les vitrocéramiques enrichies en silicate de lithium et zircon, où 10 à 15 % en poids de zircon est incorporé dans la matrice vitreuse. Le produit commercialisé Suprinity (Vita Zahnfabrik) est usiné à l'état pré-cristallisé, et Celtra Duo (Dentsply Sirona) est usiné à l'état cristallisé.

Les céramiques polycristallines usinables sont surtout représentées par la zircon. La zircon est le nom usuel de l'oxyde de zirconium. L'oxyde de zirconium est partiellement stabilisé en phase tétragonale ou stabilisée en phase cubique, grâce à l'adjonction d'oxyde d'yttrium (STAWARCZYK et al., 2017a, 2017b).

La poudre d'oxyde de zircon est compressée pour former des blocs usinables à sec, puis frittée. La particularité de cette méthode est que le frittage s'accompagne d'une contraction du volume de la pièce prothétique de l'ordre de 30 %.

I.4.2. Les matériaux composites

Un matériau composite peut être défini comme une combinaison de deux matériaux ou plus qui aboutit à de meilleures propriétés physiques ou chimiques, que lorsque les composants individuels sont utilisés isolément (CAMPBELL, 2004).

I.4.2.1. Micro-structure

Les résines composites dentaires sont composées d'une matrice polymère (dite organique, de charges de verres silicates (dites minérales), d'un silane servant d'agent de couplage organo-minéral entre la matrice polymères et les charges de verres. Pour finir des molécules permettent de moduler la réaction de polymérisation en l'initiant ou l'inhibant (ISSAOUI et al., 2017).

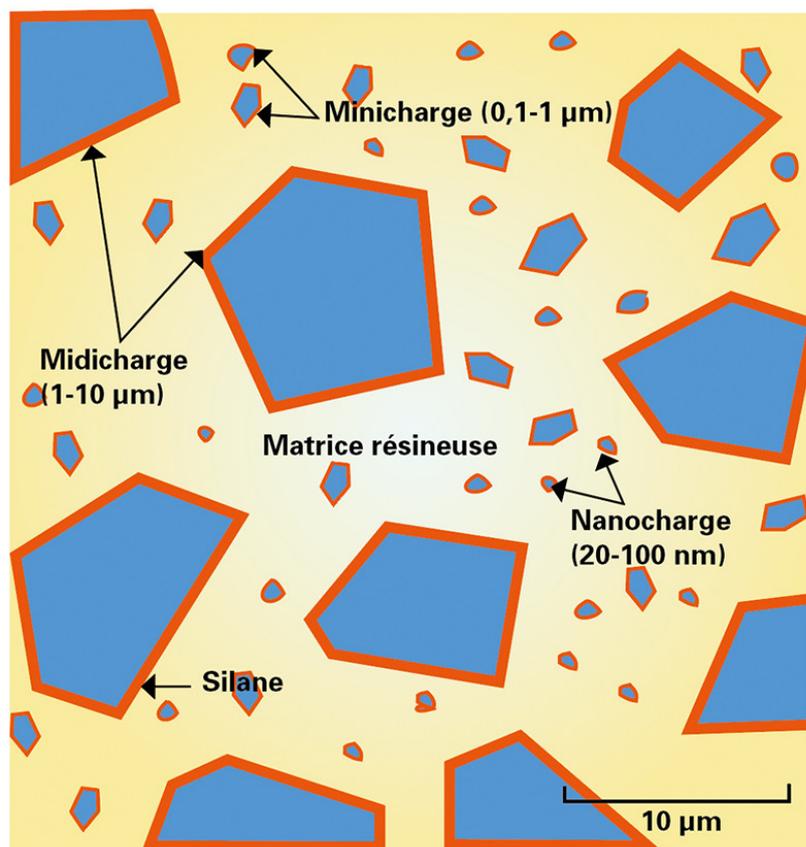


Figure I.4 : Structures des composites dentaires

(ISSAOUI et al., 2017)

I.4.2.2. Les composites usinables

L'augmentation de la quantité de charges permet d'augmenter les propriétés du matériau, notamment les propriétés mécaniques, la résistance à l'usure, l'absorption d'eau et la biocompatibilité. Historiquement, le taux de charge des composites était limité car un faible taux de charge rendait le composite visqueux et permettait sa manipulation par le praticien ou le technicien de laboratoire pour lui donner sa forme finale. Affranchi de cette contrainte, le taux de charge des composites usinés est, de facto, bien supérieur (ILIE and HICKEL, 2011).

L'autre qualité majeure des composites usinables est l'important degré de polymérisation de la matrice. Le degré de polymérisation des composites réalisés en technique directe est de 50 %, il monte à 70 % pour les composites polymérisés en laboratoire, pour atteindre les 99 % pour les composites usinables. Un faible degré de polymérisation est directement corrélé à une moindre biocompatibilité. En effet, les monomères libres sont souvent cytotoxiques ou allergisants. Pour finir, un moindre degré de polymérisation entraînera un vieillissement prématuré de la restauration (LAMBERT et al., 2017).

Il est également intéressant de comparer l'usinabilité du composite par rapport à la céramique. Le composite est un matériau avec un comportement moins fragile que la céramique, il permet donc de réaliser des restaurations plus fines en périphérie, avec moins d'écaillage périphérique (AWADA and NATHANSON, 2015).

Les familles de matériaux accessibles à la CFAO sont la céramique et le composite. Grâce à cette méthode de mise en œuvre, les propriétés des matériaux sont en général améliorées : diminution du taux de porosité pour les céramiques ou augmentation du taux de conversion pour les composites. Or l'impact de l'usinage sur les pièces prothétiques peut être délétère, avec notamment un état de surface inapproprié et un potentiel écaillage périphérique. De plus, la qualité de l'usinage dépend du type de matériau usiné.

I.5. Problématique des travaux

Le succès et la pérennité d'une restauration prothétique dépendent du respect des critères d'intégration prothétique. Or lorsque les critères cliniques sont confrontés aux méthodes d'évaluation de l'intégration prothétique, ils sont évalués isolément les uns des autres. L'objectif initial des travaux est de construire une méthodologie robuste, fiable et reproductible d'analyse des critères de l'intégration prothétique.

Ces critères d'intégration reflètent essentiellement une confrontation des variations dimensionnelles et de forme, ainsi que de l'état de surface, sur des zones topologiques données de la prothèse, à un idéal prothétique. Les méthodes d'évaluation de l'adaptation, initialement développées pour la production "artisanale" se limitent à l'étude du joint dento prothétique. La CFAO, méthode de production actuellement privilégiée, permet d'obtenir une représentation 3D numérique de l'idéal clinique, ce que n'offrait pas la méthode artisanale. Il paraît donc pertinent d'exploiter ce modèle pour enrichir l'évaluation de l'adaptation prothétique et ne pas se limiter au seul joint.

Pourtant, plusieurs sources de dispersions existent entre la prothèse idéale réalisée en CAO, selon les critères cliniques, et la prothèse issue de la FAO. Mais la CFAO nous offre la possibilité d'isoler ces différentes dispersions, en séparant la contribution de chaque étapes de la CFAO de réalisation à la dispersion globale. Le modèle CAO pouvant être considéré comme idéal, ce travail se restreindra à la composante de FAO.

Enfin, l'analyse de l'impact des matériaux prothétiques utilisés est indissociable de cette étude. En effet, n'ayant pas la même composition, les différents matériaux n'ont pas la même usinabilité. Cliniquement, cela se traduit par une adaptation prothétique théoriquement différente pour un même usinage, mais en changeant de matériau.

L'évaluation des critères d'intégration prothétique est actuellement lacunaire car étudiée pour la fabrication artisanale des prothèses dentaires. La CFAO nous ouvre de nouvelles possibilités et pourrait permettre la création d'une méthode d'évaluation de critères complémentaires à ceux étudiés en fabrication artisanale. La finalité est de créer une méthode reproductible applicable à tous les matériaux usinables.

Chapitre II Évaluation métrologique de l'intégration prothétique par microtomographie à rayons X

Créer un protocole d'analyse des critères de l'intégration prothétique revient à créer un processus de mesure, et ce processus doit être adapté à la grandeur physique à caractériser. Ainsi, cette partie exploitera des notions de métrologie afin de définir le cahier des charges et les contraintes techniques de ce processus de mesure. Enfin, les principes de base et les principales contraintes d'une chaîne de mesure par microtomographie à rayons X seront développées afin de justifier notre choix dans le cadre de ces travaux.

II.1. Concepts et définitions issus de la métrologie

Le vocabulaire international de métrologie définit la métrologie comme la science des mesurages et ses applications. La métrologie comprend tous les aspects théoriques et pratiques des mesurages, quelques soient l'incertitude de mesure et le domaine d'application (I.U.P.A.C., 2021).

La mesure (ou le mesurage) correspond au processus consistant à obtenir expérimentalement une ou plusieurs valeurs que l'on peut raisonnablement attribuer à une grandeur. Un mesurage suppose donc une description de la grandeur compatible avec l'usage prévu d'un résultat de mesure, une procédure de mesure et un système de mesure étalonné fonctionnant selon la procédure de mesure spécifiée, incluant les conditions de mesure (I.U.P.A.C., 2021).

II.1.1. L'exactitude d'une mesure

Une mesure est définie comme exacte si elle respecte les critères de justesse et de fidélité (ISO 5725-1, 1994; ISO 5725-2, 2019) :

- La justesse est la capacité à donner des résultats proches, en moyenne, de la valeur vraie.
- La fidélité est la capacité à donner les mêmes résultats pour une même valeur vraie. Une erreur de fidélité est donc une composante systématique dans un dispositif de mesure.

La valeur vraie est la valeur qui caractérise une quantité ou une caractéristique quantitative parfaitement définie dans les conditions, lorsque cette quantité ou caractéristique quantitative est mesurée. La valeur vraie d'une quantité ou d'une caractéristique quantitative est un concept théorique et, en général, elle ne peut pas être connue exactement. L'erreur totale de mesure est la différence entre la valeur mesurée et une valeur de référence.

Il convient également de noter deux autres notions de la mesure :

- La résolution est la plus petite grandeur mesurable par le système de mesure.
- L'étendue de la mesure dans laquelle le système de mesure est capable d'acquérir des données.

II.1.2. Reproductibilité et répétabilité

Une mesure est considérée comme reproductible lorsque des résultats d'essais similaires indépendants sont obtenus par la même méthode sur les éléments identiques, dans des installations différentes ou par des opérateurs différents, utilisant des équipements différents (ISO 5725-2, 2019).

Une mesure est considérée comme répétable lorsque des résultats d'essais similaires indépendants sont obtenus par la même méthode ou le même mode opératoire sur des éléments identiques avec le même équipement de mesure, le même opérateur et les mêmes conditions de mesure dans un court intervalle de temps (ISO 5725-2, 2019).

II.1.3. Mise en place du processus de mesure

II.1.3.1. Cahier des charges

Les méthodes présentées dans le premier chapitre permettaient une mesure de l'adaptation dento-prothétique. Or, au vu des nouvelles technologies à notre disposition, il apparaît nécessaire d'envisager un changement de paradigme dans l'évaluation des prothèses dentaires.

a. Description des grandeurs à mesurer

Dans un premier temps, il convient de rappeler quelques définitions :

- La grandeur se définit comme la propriété d'un phénomène, d'un corps ou d'une substance, que l'on peut exprimer quantitativement sous forme d'un nombre et d'une référence (I.U.P.A.C., 2021).
- La nature de grandeur est définie comme l'aspect commun à des grandeurs mutuellement comparables (I.U.P.A.C., 2021). En effet, seules les grandeurs de même nature peuvent être comparées.
- Le mesurande se définit comme la grandeur que l'on veut mesurer. La spécification d'un mesurande nécessite la connaissance de la nature de la grandeur (I.U.P.A.C., 2021). Le mesurande se différencie de la grandeur mesurée qui sera la grandeur que l'on peut mesurer dans les conditions de l'expérience.

Dans le premier chapitre, nous avons pu constater que les critères d'intégration prothétique répondaient à l'évaluation de régions d'intérêts cliniques correspondant à des zones topologiques. Ces zones topologiques étaient évaluées à travers le respect de trois critères : l'absence de variation dimensionnelle, l'absence de variation de forme et le respect de l'état de surface.

La nature de la mesure concernant la variation dimensionnelle, la variation de forme et la rugosité est la longueur. Par contre, la différence capitale entre les variations dimensionnelles et de forme, et la rugosité est l'ordre de grandeur au sein de cette métrologie des longueurs.

Il est nécessaire de réaliser une évaluation de l'ensemble des critères d'intégration prothétique, mais il a fallu déterminer l'ordre de grandeur le plus pertinent. En effet, les auteurs considèrent que la mesure de l'adaptation dento-prothétique revêt des ordres de grandeurs de 100 μm à 120 μm (BOITELLE et al., 2014). De même, le hiatus marginal serait compris entre 10 μm et 110 μm (CONTREPOIS et al., 2013). Enfin, un hiatus marginal dont la dimension n'excède pas 80 μm est considéré comme cliniquement indétectable (BOITELLE et al., 2014; McLEAN and VON FRAUNHOFER, 1971). C'est pourquoi, la résolution de notre système de mesure sera compris entre 10 μm et 20 μm . Les mesurandes sont des dimensions caractéristiques associées aux formes définies dans les zones topologiques d'intérêt clinique.

b. Critères de choix du système de mesure

Le choix d'un système de mesure s'est fait au regard de deux éléments :

- Un système de mesure est défini comme l'ensemble d'un ou plusieurs instruments de mesure et souvent d'autres dispositifs, comprenant si nécessaire réactifs et alimentations, assemblés et adaptés pour fournir des informations destinées à obtenir des valeurs mesurées dans des intervalles spécifiés pour des grandeurs de natures spécifiées (I.U.P.A.C., 2021). Il peut consister en un seul instrument de mesure.
- Un instrument de mesure (ou appareil de mesure) est un dispositif utilisé pour faire des mesurages, seul ou associé à un ou plusieurs dispositifs annexes (I.U.P.A.C., 2021). Un instrument de mesure peut être un appareil de mesure indicateur ou une mesure matérialisée.

L'étendue de la mesure devra être de l'ordre de quelques centimètres. Le but est de pouvoir réaliser l'analyse complète d'une restauration prothétique dont la taille ne peut pas excéder celle d'une couronne dentaire. L'exactitude de la mesure se définit par la combinaison de la justesse et de la fidélité. La part aléatoire de l'erreur impacte la justesse de la mesure et la reproductibilité et la répétabilité permettent de la minimiser. Par ailleurs, il faut minimiser l'erreur systématique, pour s'assurer de la fidélité de mesure.

Le système de mesure sélectionné ne s'intéressera pas à l'assemblage dento-prothétique, mais à l'ensemble des critères de variations dimensionnelles et de formes de l'intégration prothétique.

Concernant les dispositifs annexes, le modèle en plâtre utilisé dans l'évaluation de l'assemblage dento-prothétique en est un.

c. Mise en place d'une procédure de mesure

La procédure de mesure est la description détaillée d'un mesurage conformément à un ou plusieurs principes de mesure et à une méthode de mesure donnée, fondée sur un modèle de mesure et incluant tout calcul destiné à obtenir un résultat de mesure (I.U.P.A.C., 2021).

Le principe de mesure est le phénomène servant de base à un mesurage (I.U.P.A.C., 2021).

Les dispersions liées à la CFAO ont été détaillées dans le Chapitre I, la CFAO permettant de séparer les sources de dispersions en isolant un maillon ou un groupe de

maillon. C'est pourquoi une procédure de mesure isolant la Fabrication Assistée par Ordinateur et la Machine Outil à Commande Numérique du reste de la chaîne sera privilégiée.

Le cahier des charges pour ce processus de mesure est clair : la nature de la grandeur à mesurer est une longueur. Les mesurandes sont les dimensions caractéristiques associées aux formes définies dans les zones topologiques d'intérêt clinique. Le processus de mesure devra permettre la mesure de l'écart entre la prothèse réalisée et le modèle CAO, c'est à dire la prothèse attendue.

La mesure devra être reproductible et répétable afin d'obtenir une bonne justesse de la mesure, et le système devra être calibré afin de minimiser la composante systématique de l'erreur pour améliorer la fidélité de mesure. Ces deux critères participant à l'exactitude de mesure.

II.1.3.2. Étude des systèmes de mesure

L'objectif de la numérisation est, partant d'un objet physique, d'obtenir une représentation numérique de la géométrie de sa surface, sous forme d'un nuage de points, un maillage, ou tout autre type de représentation numérique (AUDFRAY, 2012).

Dans la plupart des classifications, la technologie liée à l'acquisition des points est mise en avant, c'est-à-dire le capteur. Néanmoins ces différentes classifications s'accordent sur le fait de séparer les capteurs à contact des capteurs sans contact (VÁRADY et al., 1997).

L'usage du modèle en plâtre utilisé, dans l'évaluation de l'assemblage dento-prothétique, peut être défini comme un dispositif annexe et doit être évité. En effet, l'approche par mesure de l'assemblage nécessite le repositionnement physique sur le dispositif annexe de mesure, et cela peut engendrer des erreurs de mesures aléatoires (BOITELLE et al., 2018).

En règle générale, il est nécessaire de préférer une méthode sans contact, évitant une manipulation, afin de ne pas altérer l'objet d'étude ou introduire des erreurs aléatoires. Ces erreurs nuisent à la reproductibilité et la répétabilité et sont sources de perte de justesse dans la mesure.

Pour finir, on peut diviser ces méthodes en deux sous familles : les méthodes non destructives qui n'altèrent pas l'échantillon et les méthodes destructives. L'inconvénient majeur des méthodes destructives est l'impossibilité de réitérer la mesure, elles tendent à disparaître.

Les différentes familles de numérisation sans contact sont schématisées dans la Figure II.I.

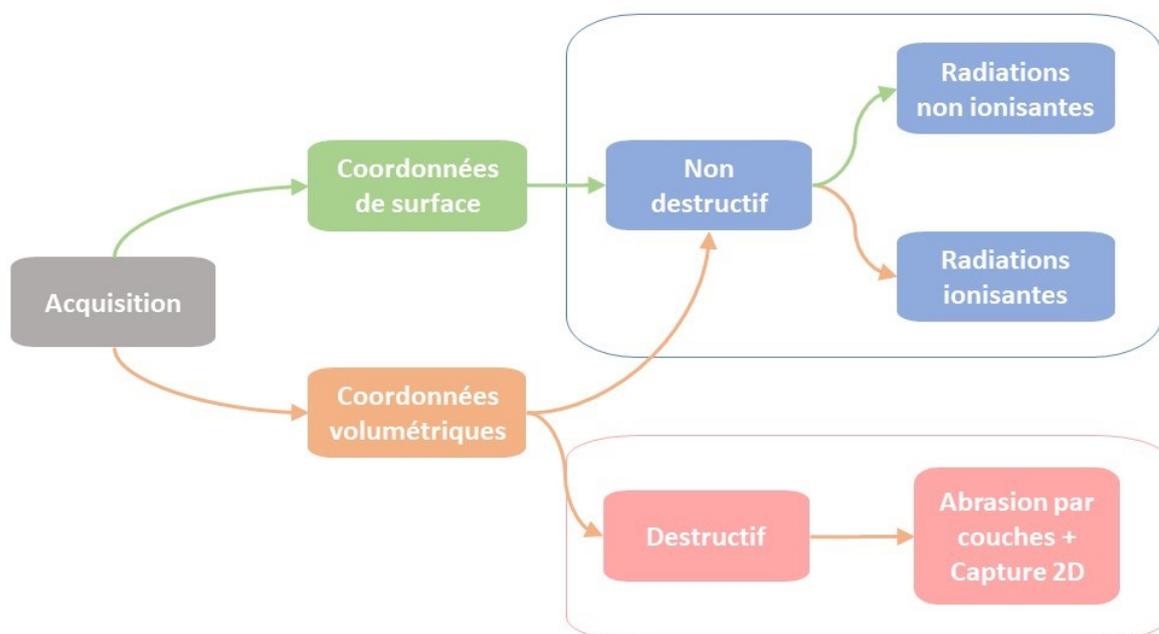


Figure II.1 : Familles de numérisations sans contact

Les procédures de mesure sans contact non destructrices actuelles regroupent essentiellement des principes de mesures à base de rayonnement électromagnétique :

- Les systèmes de mesure basés sur les scanners optiques ne détruisent pas les échantillons, permettent une reconstruction par obtention des coordonnées de surface avec une résolution entre 5 μm et 50 μm (ENDER and MEHL, 2014).

Auparavant, la procédure de mesure du triple scan a beaucoup servi dans le cadre de l'évaluation de l'adaptation dento-prothétique. Elle consiste en une acquisition du modèle en plâtre, et une acquisition de l'intrados prothétique. Puis, les deux acquisitions sont repositionnées numériquement afin d'être confrontées. L'espace entre les deux surfaces permet la mesure de l'espace dento prothétique (BOITELLE et al., 2018; HOLST et al., 2011).

Malheureusement, l'acquisition d'un modèle issu d'une coulée d'empreinte est un premier biais. De plus, un repositionnement numérique simulant l'assemblage de la prothèse sur le modèle est nécessaire. En effet, cette étape permet la confrontation des deux surfaces afin de mesurer les distances entre l'intrados numérisé et le modèle numérisé. Mais elle reste source de biais. Pour finir, cette méthode ne permet que l'évaluation du joint dento-prothétique.

Un système de mesure basé sur un scanner optique peut permettre une simple acquisition de l'objet. Seule la surface est acquise, malgré des formes parfois complexes. La difficulté que rencontre l'appareil est l'acquisition de formes profondes non rectilignes inaccessibles au faisceau de photon, ou encore une brillance excessive de l'objet à analyser susceptible de créer une réflexion anarchique du faisceau (KULCZYK et al., 2019).

De plus, certains auteurs ont démontré la difficulté de ces méthodes lors de l'analyse métrologique de petits éléments sphériques et cylindriques. En effet, cela fonctionne bien si la surface est suffisamment grande, mais elle est incomplète ou partiellement déformée lors de la création d'un réseau défavorable de polygones en cas de nombre insuffisant de points numérisés (MENDŘICKÝ, 2015).

- Les systèmes de mesure basés sur scanners à rayons X avec notamment la microtomographie à rayons X. La résolution est supérieure à celle des scanners optiques, avec des valeurs situées entre 1 μm et 20 μm . Ces systèmes permettent d'étudier de petits objets. La taille des échantillons peut mesurer plusieurs centimètres mais reste contrainte par les dimensions de l'appareil (PARLANTI et al., 2017). De plus, l'assemblage de coupes microtomographiques de l'objet permet l'obtention de coordonnées volumétriques et donc, sa reconstruction en volume. L'intérieur de l'objet est donc accessible lors de l'acquisition et exploitable lors du traitement des mesures. Le principal problème concerne les potentiels artefacts produits lors de la manipulation. Pour finir, la reproductibilité est excellente avec ce type de système de mesure (BORBA et al., 2013).

Un comparatif de ces deux systèmes par rapport au cahier des charges est présenté dans le Tableau II.2.

		Systèmes de mesure basés sur les scanners optiques	Systèmes de mesure basés sur scanners à rayons X
<i>a. Description des grandeurs à mesurer</i>	Nature de la grandeur	Mesure de la longueur	
	Mesurande	Compatible avec le système	
<i>b. Choix d'un système de mesure</i>	Méthode	Méthode sans contact	
	Résolution	Entre 5 et 50 μm	Entre 1 et 20 μm
	Étendue de la mesure	Échantillons de toutes tailles	Tailles limitées des échantillons
<i>c. Mise en place d'une procédure de mesure</i>	Principe de mesure	Réflexion d'un faisceau de rayons lumineux	Atténuation d'un faisceau de rayons X
	Impact de la surface	Difficulté avec les objets brillants comme la céramique	Pas d'impact de la surface
	Impact de la forme	Possible difficultés sur certaines formes complexes	Pas d'impact de la forme

Tableau II.1 : Comparatif des systèmes de mesures selon le cahier des charges

La mise en place d'un cahier des charges strict du système de mesure a permis de définir les paramètres et contraintes techniques. L'emploi d'un système de mesure compatible avec l'évaluation de l'ensemble des critères de l'intégration prothétique centrée sur la FAO et la MOCN était nécessaire. Pour finir, la résolution, l'opportunité d'examiner l'intérieur de la restauration, l'absence de contrainte liées à la forme ou à la brillance de l'objet ont encouragé l'emploi d'un système de mesure basé sur la microtomographie à rayons X , au lieu des systèmes de mesure basés sur la réflexion d'une onde lumineuse comme dans les scanners optiques.

II.2. Microtomographie à rayons X

La microtomographie à rayons X est désormais à la base de la méthode d'analyse. Malheureusement, le principal défaut de cette méthode d'acquisition est la présence de potentiels artefacts. Après un rappel des principes généraux de fonctionnement de la microtomographie (acquisition et reconstruction), nous évaluerons les opportunités d'éliminer les artefacts au sein de notre méthodologie.

II.2.1. Définition

La microtomographie à rayons X est une méthode de tomographie informatisée. La tomographie informatisée est définie comme une technique d'acquisition radiographique qui utilise un certain nombre de projections tomographiques d'un objet à différents angles, permettant de calculer son image tomographique (ISO 15708-1, 2019).

II.2.2. Principes généraux

II.2.2.1. Atténuation d'un faisceau de rayons X

L'imagerie par atténuation de rayons X se base sur l'atténuation différentielle d'un faisceau de rayons X monochromatique (longueur d'onde unique et commune) et directif (direction de propagation unique et commune) (ISO 15708-2, 2019). Cette atténuation des rayons X dans la matière est une atténuation du nombre de photons, et pas de leurs énergies.

Les rayons sont arrêtés dans la matière sans être atténués ou déviés afin que seuls les rayons n'ayant pas subi d'interactions avec la matière interagissent avec le détecteur. Les rayonnements non arrêtés dans la matière sont susceptibles de créer du flou du fait d'un changement d'orientation du rayonnement avec perte d'énergie (effet Compton). Il est nécessaire de privilégier l'effet photoélectrique qui arrête la propagation du photon dans l'imagerie par atténuation de rayons X.

Le nombre N de photons traversant un élément suit une loi de décroissance exponentielle à partir du nombre initial de photons N_0 , proportionnel à la distance parcourue x au sein de l'échantillon et du coefficient d'atténuation linéique μ de l'échantillon (Équation II.1).

$$N = N_0 e^{-\mu x}$$

Équation II.1 : Loi de décroissance exponentielle

Le coefficient linéique d'atténuation μ est la probabilité d'interactions d'un photon par unité de longueur $\mu = n\sigma$ avec la section efficace σ , rapport entre le nombre d'interactions par seconde et le nombre de photons incidents par mètre carré et par seconde (flux incident), et la densité atomique n (MARCHANDISE, 2006).

En considérant l'intensité du faisceau, au lieu du nombre de photons (Équation II.2).

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

Équation II.2 : Loi de décroissance exponentielle appliquée au faisceau de photons

Si l'échantillon est constitué de plusieurs éléments de coefficients d'atténuation linéique différents, l'intensité du faisceau est donnée par la Loi de Beert-Lambert (Équation II.3).

$$I = I_0 e^{-\int_x \mu_x dx}$$

Équation II.3 : Loi de Beert-Lambert

II.2.2.2. Reconstruction tomographique

En radiographie conventionnelle, l'objet tridimensionnel est irradié selon une direction, et on obtient la projection des informations correspondantes de l'objet intégré sur le trajet du rayon incident.

En revanche, au cours d'un balayage de tomographie informatisée, on acquiert plusieurs projections d'un objet à différents angles de vue. A partir de ces images de projection, les coupes ou le volume complet de l'objet sont reconstruits (ISO 15708-2, 2019).

a. Formulation de l'opération de projection

La tomographie par absorption de rayons X est une technique non destructive permettant la reconstruction d'images « en coupe » d'un objet à trois dimensions (GERSTENMAYER and THIERY, 2002).

A partir d'un objet (en coordonnées cartésiennes), la rotation du faisceau (ou de l'objet) permet l'obtention de projections (en coordonnées polaires).

On peut représenter les projections $p(u, \theta)$ d'un objet $f(x, y)$ dans un repère tournant (u, n) (Équation II.4).

$$p(u, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) dv$$

Équation II.4 : Formulation de projection d'un objet dans un repère tournant

La transformation de l'image à ses projections égales peut être obtenue par la transformée de Radon (Équation II.5).

$$R(f(x, y)) = p(u, \theta)$$

Équation II.5 : Transformée de Radon appliquée aux projections

Ces projections se présentent sous la forme de sinogrammes. Le sinogramme nécessite une étape informatique de reconstruction des images (en coordonnées cartésiennes). Ces méthodes de reconstructions peuvent être analytiques ou itératives (ZENG, 2001).

b. Méthode analytique

Les rétroprojections consistent à épandre chaque projection dans le domaine spatiale, c'est une méthode intuitive à comprendre mais l'image n'est pas exacte, et conduit à des artefacts et à du bruit autour de l'image.

La transformée de Fourier inverse de la transformée de Radon utilise le théorème de la coupe centrale (Central slice theorem). Cette méthode produit de nombreux artefacts mais est à la base de la méthode de rétroprojection filtrée.

La rétroprojection filtrée (Filtered Backprojection) nécessite de multiplier la transformée de Fourier des projections par la valeur absolue de n que l'on appelle filtre rampe. Ce filtre met à zéro la composante continue et donc introduit des valeurs négatives (la composante continue représente la moyenne du signal). Il amplifie de plus en plus les fréquences élevées et donc génère dans le signal des transitions rapides. Ces valeurs négatives effacent progressivement les artefacts en étoile laissés par les autres projections lors de l'opération d'épandage (ZENG, 2014).

Le filtre rampe amplifie néanmoins de manière très importante les hautes fréquences. Il est nécessaire de réduire le bruit en y associant un filtrage de type lissant.

c. Méthode itérative

La méthode itérative est une expression discrète et matricielle du problème tomographique, qui prend la forme $p = R f$

En pratique, cela devient un système d'équations de grande taille. (FLEISCHMANN and BOAS, 2011). Par exemple, dans le cas d'une acquisition réalisée avec 128 projections sur un détecteur de 128 pixels de large, le système à résoudre contient 2.097.152 équations à autant d'inconnues.

II.2.2.3. Le tomographe

L'équipement d'acquisition se nomme le tomographe. Il comprend 4 composants (ISO 15708-2, 2019) :

- La source de rayons X est un générateur de rayons X. Le paramètre propre à ce composant est la dimension du foyer d'émission. Mais il s'agit d'une mesure « nominale » car la tension et l'intensité utilisées vont faire varier la dimension du foyer.

- Le détecteur va mesurer la transmission des rayons X à travers l'objet le long des trajectoires des rayons. Il va convertir le flux de rayons X incident en signal électrique.

- Le système de manipulation de l'échantillon permet le mouvement relatif de l'objet à examiner. En général, la source et le détecteur sont fixes, alors que l'objet fait une rotation.

- Le système d'acquisition, reconstruction, visualisation et stockage. Les projections sont transmises à un système de reconstruction, sont traitées, puis sont transmises à un système de visualisation pour être analysées.

II.2.3. Perturbation de signal et artefacts de reconstructions

L'artefact est défini comme une caractéristique artificielle qui apparaît sur l'image de tomographie informatisée mais ne correspond pas à une caractéristique physique de l'objet (ISO 15708-1, 2019; ISO 15708-3, 2019).

II.2.3.1. Artefacts d'origine physique

a. Beam hardening artifact

Les photons les moins énergétiques sont absorbés le plus rapidement, cela aboutit à une augmentation de l'énergie moyenne du faisceau transmis, on parle de « durcissement » de faisceau (beam hardening) (BARRETT and KEAT, 2004).

Cette artefact modifie les valeurs d'atténuation de l'échantillon en fonction de sa taille. Cela se traduit par un durcissement du faisceau en halo autour de l'échantillon (cupping artifact) ou l'apparition de bandes sombres entre deux zones denses d'un échantillon.

Un faisceau monochromatique, grâce à une filtration des photons les moins énergétiques, permet de prévenir ce type d'artefact. De plus, une calibration avec une pièce de dimension similaire permet de l'anticiper. Enfin, des logiciels de correction de Beam hardening peuvent être utilisés.

b. Effet de volume partiel

L'effet de volume partiel apparaît lorsque la résolution ne permet pas de discriminer plusieurs atténuations au sein d'un même voxel. La valeur de gris apparente est donnée par l'atténuation moyenne pondérée des différents éléments.

Il engendre des zones floues aux limites de l'échantillon ou entre deux zones de densités différentes. Cet artefact diminue quand la résolution augmente.

c. Aliasing

L'aliasing apparaît quand la fréquence d'échantillonnage est supérieure à la fréquence du signal, notamment, lorsque la densité d'un objet est au dessus de la gamme de densités que le système est capable d'intégrer. Le théorème de Shannon n'est plus respecté et cela se traduit par un repliement du spectre. Cela se traduit par la superposition de raies claires ou sombres dans le sillage d'une importante différence de coefficient d'atténuation linéique.

Un nombre élevé de projections et une fréquence d'échantillonnage adaptée permettent d'éviter ce genre d'artefacts (HAUSS, 2012).

Ces trois effets sont à l'origine d'artefacts qualifiés d'artefacts « métalliques » car ils ont été découverts initialement sur les biomatériaux métalliques. En effet, la densité élevée des métaux les favorise. Désormais, il est reconnu que ces artefacts concernent également d'autres types de matériaux utilisés en odontologie, comme les matériaux à base de dioxyde de zirconium (ALAIROUS et al., 2021).

II.2.3.2. Artefacts liés à l'acquisition

a. Ring Artifact

Les "ring artefacts" apparaissent sous forme de cercles concentriques ou de portions de cercles centrés sur l'axe de rotation. Ils sont causés par des défauts sur le détecteur (saturation d'un pixel par absence de calibration ou « pixel mort ») ou des défauts du mécanisme de rotation durant la phase d'acquisition des projections radiographiques.

Ils sont principalement liés à la phase d'acquisition et il est possible d'éviter ce problème en modifiant le protocole de numérisation. Certains constructeurs de micro-CT proposent un déplacement vertical aléatoire de l'échantillon durant l'acquisition (par exemple Skyscan) (MARCHADIER, 2011).

Ils peuvent être éliminés a posteriori grâce à des algorithmes d'effacement de bandes utilisant une correction par moyenne lissée.

b. Artefact « Cone Beam »

L'artefact « cone beam » est lié à la forme du faisceau de photons. Ce faisceau de photons est théoriquement plat mais en réalité, il est conique. Or le nombre croissant de capteurs entraîne une recapture de ces photons parasites nuisibles à la qualité de l'image. Cela se traduit par un bruit et des traînées en périphérie de l'objet analysé.

Les problèmes d'artefacts de faisceau conique ont été résolus par l'utilisation de techniques de reconstruction adaptées au lieu de la reconstruction standard (BARRETT and KEAT, 2004).

II.2.4. Qualification

II.2.4.1. Le contraste

Le contraste (Équation II.6) est défini comme la différence d'une caractéristique par rapport à un matériau fond (c'est à dire l'arrière plan de l'image radiologique) , exprimée en pourcentage (ISO 15708-3, 2019).

$$\Delta \mu (\%) = \frac{|\mu_b - \mu_f|}{\mu_b} \times 100$$

Équation II.6 : Formule de calcul du contraste

Dans le cas de la tomographie numérisée, le contraste s'établira entre la différence de coefficient d'atténuation linéique de l'objet μ_f et le coefficient d'atténuation linéique du fond μ_b .

II.2.4.2. Qualification de l'analyse dimensionnelle

L'examen de tomographie informatisée fournit des informations sur la structure en 3D d'un échantillon à partir desquelles les données de surface et de volume peuvent être calculées (ISO 15708-4, 2019).

La soumission d'un échantillon de référence à une technique de contre-mesure normalisée permet la comparaison des données de mesure. Ceci permet d'isoler les erreurs systématiques et va donc permettre de quantifier le défaut de justesse. Il devient possible d'évaluer le degré d'exactitude.

Le degré d'exactitude pouvant être atteint dépend de l'objet analysé, des limites de l'acquisition ou du traitement des données. La connaissance des paramètres suivants est donc indispensable à l'évaluation du degré d'exactitude de l'acquisition en microtomographie à rayons X (ISO 15708-4, 2019) :

- La résolution spatiale de l'objet regroupe les critères de résolution et d'étendue de la mesure. Ces paramètres regroupent la taille de l'objet, la taille des voxels d'acquisition, la résolution spatiale des détecteurs ou la taille du foyer d'émission.
- La pénétration des rayons X dans l'objet correspond au principe de mesure. Elle est fonction du coefficient d'atténuation et donc du type de matériau, de sa densité et de son épaisseur. Cela conditionne le contraste.
- Les données du composant tridimensionnel liées à la reconstruction. Elles ne font pas partie à proprement parler de l'acquisition mais de la phase de reconstruction. On y retrouve notamment la taille des voxels reconstruits, la qualité de l'extraction et du traitement des images ou les méthodes de reconstruction.

La microtomographie à rayons X est basée sur l'imagerie par atténuation de la quantité de rayons X, sans atténuation de leur qualité. La puissance des ordinateurs disponibles pour les manipulations favorise les reconstructions tomographiques à l'aide de la méthode itérative. Les artefacts liés à l'acquisition et la plupart des artefacts physiques peuvent être évités à l'aide d'une calibration de l'appareil d'acquisition. Seul l'aliasing est inhérent à la densité du matériau, c'est pourquoi la calibration devra s'accompagner d'une évaluation de la densité des matériaux étudiés. De plus, l'évaluation du degré d'exactitude de l'analyse dimensionnelle s'accompagne de l'acquisition d'un objet de référence, dont la mesure microtomographique est confrontée à des contre-mesures. Les mesurandes de l'objet de référence sont certifiées avec des degrés d'exactitude inférieurs à la tolérance acceptable aux mesurandes de l'objet à mesurer.

Chapitre III Calibration de la chaîne de mesure

III.1. Introduction

L'analyse métrologique développée dans ce travail consiste en la comparaison du modèle CAO d'une prothèse dentaire au nuage de points obtenu par microtomographie à rayons X de cette prothèse dentaire après fabrication (Figure III.1)

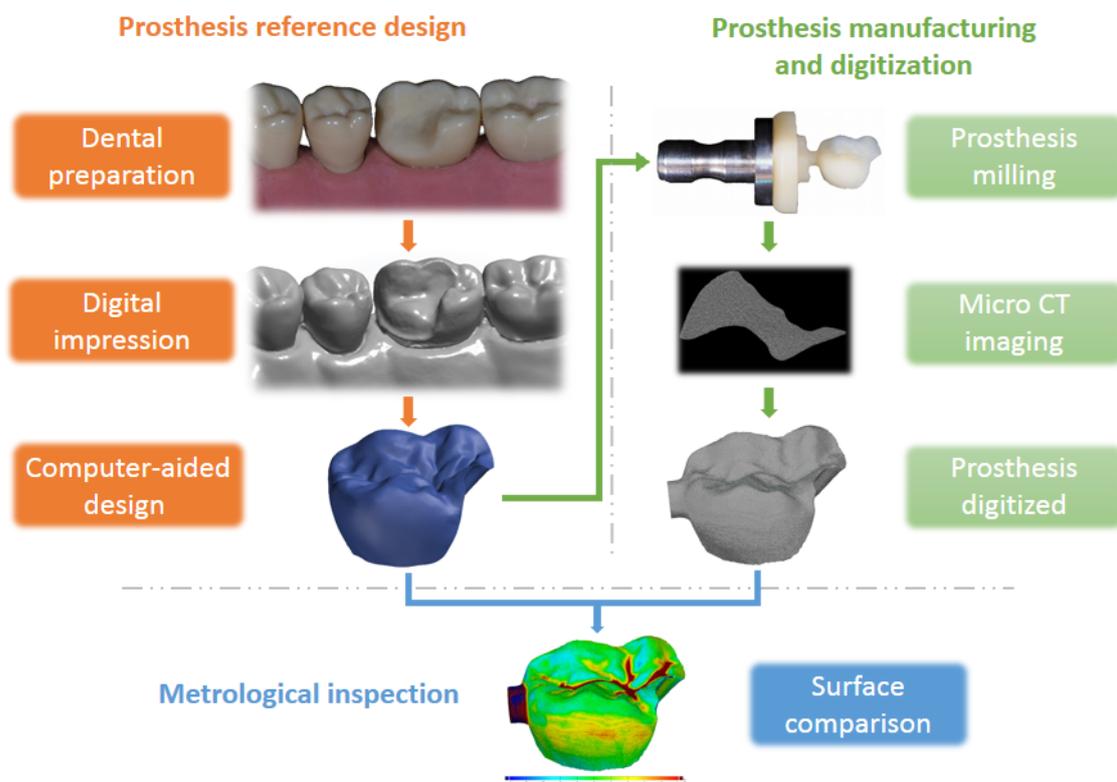


Figure III.1 : Vue d'ensemble de la méthode d'analyse métrologique des prothèses

L'estimation des erreurs de mesure développée dans les paragraphes suivants consiste en une acquisition par microtomographie à rayons X d'un objet de référence de dimensions et de matériaux connus (TAPIE et al., 2016). Après son acquisition, la numérisation 3D obtenue par imagerie microtomographique à rayons X de l'objet de référence est comparée à une construction numérique de l'objet aux dimensions attendues (DU et al., 2007; JOHNSTON et al., 2008). Une fois cette estimation des erreurs évaluée, la chaîne de mesure est extrapolée à une analyse métrologique de prothèses dentaires.

III.2. Choix de l'objet de référence

III.2.1. Géométrie et dimension

La métrologie nécessite, par définition, un mesurande. Et il va de soi qu'une analyse métrologique doit permettre une confirmation de la variation dimensionnelle et de la variation de forme. C'est pourquoi le protocole nécessite une calibration à l'aide d'un objet de référence.

L'objet de référence apparaît souvent dans la littérature sous le terme de « fantôme de calibration ». C'est un outil ancien et bien connu en imagerie tomographique par atténuation de rayons X (ARNOLD, 1991). Il s'est ensuite imposé en microtomographie à rayons X (PATEL et al., 2009). L'objet doit par sa taille et sa structure permettre sa mesure, c'est pourquoi, il est impératif qu'il soit de forme simple et de dimensions connues (PERILLI et al., 2006).

Une bille de céramique en nitrure de silicium grade 5 pour roulement à billes (Cerbec[®]) de 7,937 mm de diamètre a été choisie (Figure III.2) (HUANG et al., 1999; ISO 3290-2, 2014). L'écart de déviation du diamètre de la bille et l'écart de forme sphérique pour le grade 5 ne dépassent pas 0,13 μm . Dans un contexte clinique, cet écart est inférieur à 80 μm : le seuil d'adaptation marginale cliniquement détectable par le praticien et il est environ 150 fois inférieur à 20 μm : niveau de discrimination dentaire perceptible en occlusion (BOITELLE et al., 2014).



Figure III.2 : Bille de roulement en nitrure de silicium Cerbec[®]

Document commercial Société Coorstek

Le diamètre de la bille de 7,937 mm a été choisi pour être proche du volume d'une restauration prothétique sur une molaire. Ce choix permet une résolution spatiale équivalente lors de l'acquisition en microtomographie aux rayons X de la prothèse (RUECKEL et al., 2014).

III.3. Matériaux de l'objet de référence

III.3.1. Contraintes radiologiques

Les artefacts liés à la microtomographie à rayons X ont été décrits dans le chapitre II, une calibration est nécessaire, afin de les réduire au maximum. Notamment, en harmonisant la densité des matériaux analysés

Si la tension accélératrice du tube radiogène est supérieure à 200kV, l'effet photoélectrique prédomine et le coefficient d'atténuation linéique μ dépend essentiellement du numéro atomique du milieu absorbant Z et de la masse volumique ρ (MARGUET and STRICKER, 2013). La relation approximative de Bragg et Pierce régit cet effet (Equation III.1).

$$\mu = K \rho \frac{Z^3}{E^3}$$

Équation III.1 : Relation de Bragg et Pierce

Dans cette relation, K correspond à un facteur de proportionnalité qui dépend du nombre quantique principal de l'électron ionisé et E est l'énergie des photons incidents.

Si la tension accélératrice du tube radiogène est inférieure à 200kV, l'effet Compton prédomine et le coefficient d'atténuation linéique devient faible car inversement proportionnel à la puissance cubique de l'énergie.

Pour calibrer l'acquisition microtomographique à rayons X, les densités des différentes céramiques étudiées doivent être comparables. Pour les énergies de rayons X inférieures à 100kV, l'atténuation est principalement attribuable à l'effet photoélectrique ; le coefficient d'atténuation dépend, dans ce cas, essentiellement de la masse volumique ρ du matériau (DAVIS et al., 2015; MARGUET and STRICKER, 2013).

III.3.2. Pycnométrie

La densité du nitrure de silicium a été comparée à différents types de blocs vitrocéramiques CFAO, en utilisant la pycnométrie en phase gazeuse (e.max CAD C14; Ivoclar, Empress CAD C14; Ivoclar, Vita triluxe TF14; Vita Zahnfabrik, Vita suprinity PC14; Vita Zahnfabrik, Celtra duo C14; Dentsply Sirona).

Les blocs ont une taille similaire, pour laisser un volume de gaz libre comparable dans la cellule de mesure du pycnomètre. Pour commencer, les attaches des blocs ont été retirées. Le bloc e.max CAD C14; Ivoclar a été polymérisé en utilisant un four de cristallisation (Programat EP 3000; Ivoclar) selon les recommandations du fabricant, et le bloc Vita suprinity PC14; Vita Zahnfabrik a été polymérisé à l'aide d'un four de cristallisation (Vacumat 40T; Vita Zahnfabrik) selon les recommandations du fabricant.

Tous les échantillons ont été nettoyés à l'acétone et le dégazage a été effectué dans un four de laboratoire à 90°C pendant trois heures.

Les échantillons ont été pesés à l'aide d'une balance de précision (ALS 220-4; Kern).

Ensuite, les densités de chaque échantillon ont été mesurées individuellement à deux reprises à l'aide d'un pycnomètre à gaz (Accupyc II 1340; Micromeritics).

Les moyennes des mesures de densité de chaque blocs CFAO sont détaillées dans le Tableau III.1.

Céramique	Moyenne (g/cm³)	± σ (g/cm³)
Nitrure de silicium (Si ₃ N ₄)	3,196	10 ⁻²
e.max CAD (Ivoclar,GmbH)	2,474	10 ⁻⁴
Empress CAD (Ivoclar, GmbH)	2,441	10 ⁻⁴
Vita triluxe (Vita Zahnfabrik, GmbH)	2,635	10 ⁻⁴
Vita suprinity (Vita Zahnfabrik, GmbH)	2,634	10 ⁻⁴
Celtra duo (Dentsply Sirona,GmbH)	2,623	10 ⁻⁴

σ : écart-type

Tableau III.1 : Densité des différents blocs CFAO

Les densités de nitrure de silicium et de blocs de vitrocéramique Empress CAD sont cohérentes avec la littérature et correspondent aux valeurs attendues (RODRIGUES et al., 2013; STAWARCZYK et al., 2015). Puisqu'ils ont également des proportions similaires, l'atténuation des rayons X sera comparable aux niveaux d'énergie utilisés dans l'acquisition par microtomographie à rayons X. Les céramiques dentaires ont une densité légèrement inférieure à celle du nitrure de silicium, cela se traduira par une atténuation des rayonnements légèrement moindre. De plus, l'utilisation de matériaux homogènes et de faible densité limite les risques d'artefacts lors de l'atténuation des rayons X (BARRETT and KEAT, 2004).

III.4. Procédure de mesure

III.4.1. Acquisition microtomographique

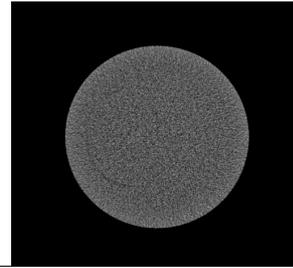
L'acquisition par microtomographie à rayons X de la bille de céramique en nitrure de silicium a été effectuée à l'aide d'un microtomographe à rayons X (Skyscan 1172; Bruker mCT) avec une tension d'accélération de 100 KV, d'une intensité de 100mA et des voxels de $10\ \mu\text{m} \times 10\ \mu\text{m} \times 10\ \mu\text{m}$.

III.4.2. Reconstruction volumique

Après acquisition microtomographique, la pile brute d'images a été traitée pour obtenir un modèle 3D STL. Le traitement d'images, la segmentation et l'extraction de surface ont été réalisés avec le logiciel ImageJ (Tableau III.2). La segmentation en niveaux de gris a été réalisée à l'aide d'un seuillage automatique avec l'algorithme ISO (RIDLER and CALVARD, 1978). Le seuillage automatique a été défini car les matériaux sont uniformes et homogènes.

Image brute

File ▷ Import ▷ Image sequence

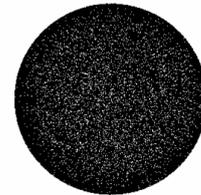


Segmentation

Image ▷ Adjust ▷ Threshold (Isodata)

Calculate Threshold for each image : No

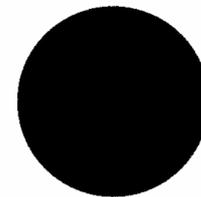
Analyse ▷ Set scale



Fermeture des espaces vides

Selection ▷ Image ▷ Crop

Process ▷ Binary ▷ Fill holes



Extraction de la surface

Plugins ▷ 3D Viewer

Resampling factor : 1 & Display as surface

File ▷ Export ▷ STL (Binary)



Tableau III.2 : Étapes Image J de la reconstruction volumique

III.5. Analyse métrologique

III.5.1. Variation dimensionnelle

Les maillages obtenus ont été transférés dans GOM Inspect 2018 (Gesellschaft für Optische Messtechnik, GmbH, Braunschweig, Allemagne), logiciel d'inspection pour l'analyse 3D des données de nuage de points.

Une sphère de Gauss a été associée au nuage de points obtenu par la méthode des moindres carrés. L'écart dimensionnel a été évalué par la comparaison du diamètre de la sphère de Gauss au diamètre de référence de 7,937 mm (Figure III.3).

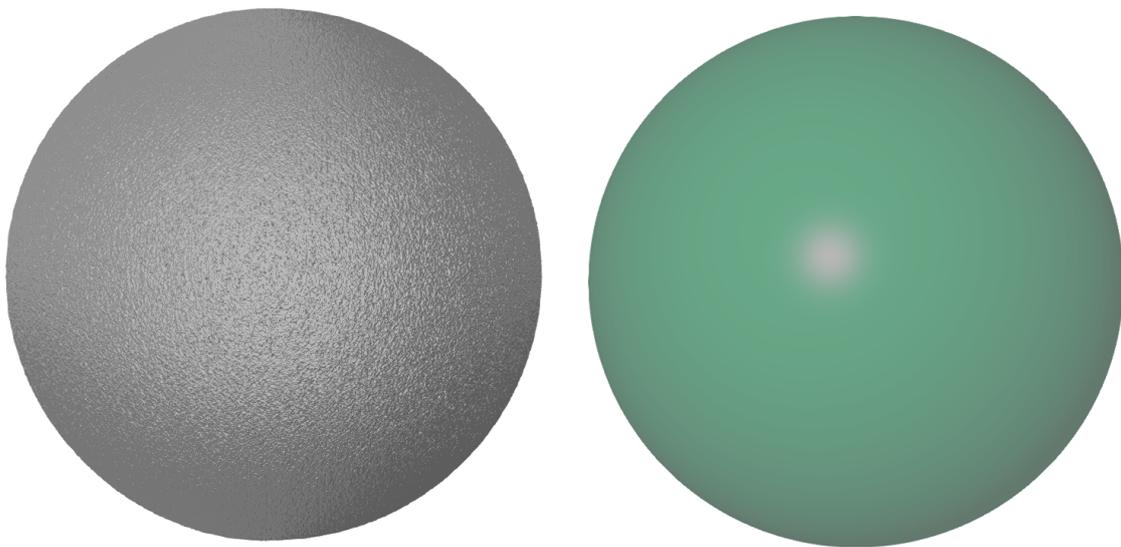


Figure III.3 : Surface de la bille (à gauche) et surface de la sphère Gauss (à droite)

Les résultats de l'écart dimensionnel entre le diamètre de la sphère de Gauss et le diamètre de référence sont détaillés dans le Tableau III.3.

	\varnothing (mm) Gauss	$\Delta\varnothing$ (μm)	$\Delta\varnothing$ (%)
Bille 7,937 mm	7,962	25	0,31

$\Delta\varnothing$ différence entre le diamètre de la sphère de Gauss ($\varnothing_{\text{Gauss}}$) et de la bille en céramique

Tableau III.3 : Écart dimensionnel sur la bille de céramique en nitrure de silicium

La sphère de Gauss associée à la sphère numérisée présente une différence de diamètre de 25 μm avec le diamètre certifié. L'écart de diamètre de la bille en céramique de grade 5 et l'écart de forme sphérique ne dépassent pas 0,13 μm . De plus, le logiciel GOM Inspect 2018 est certifié en classe 1 (la classe avec les plus petits écarts de mesure) par le German national metrology institute et l'American National Institute of Standards and Technology. Par conséquent, les erreurs de mesure sont imputables à la méthodologie (acquisition et traitement d'images).

Qui plus est, un écart de forme révèle des défauts occasionnels, en forme de puits, dans la bille en céramique numérisée (Figure III.4).

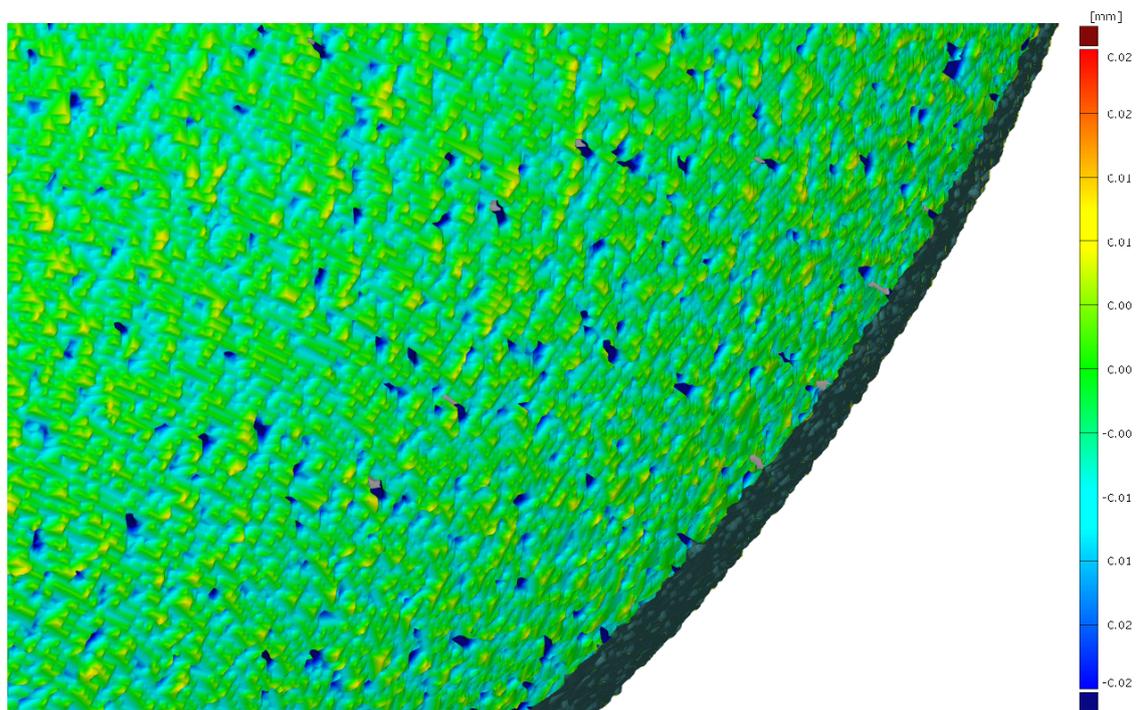


Figure III.4 : Agrandissement des écarts de forme sur la bille en céramique numérisée

Ces puits sont dus à un manque de pénétration des rayons X lors de l'acquisition microtomographique et sont des artefacts (Figure III.5).

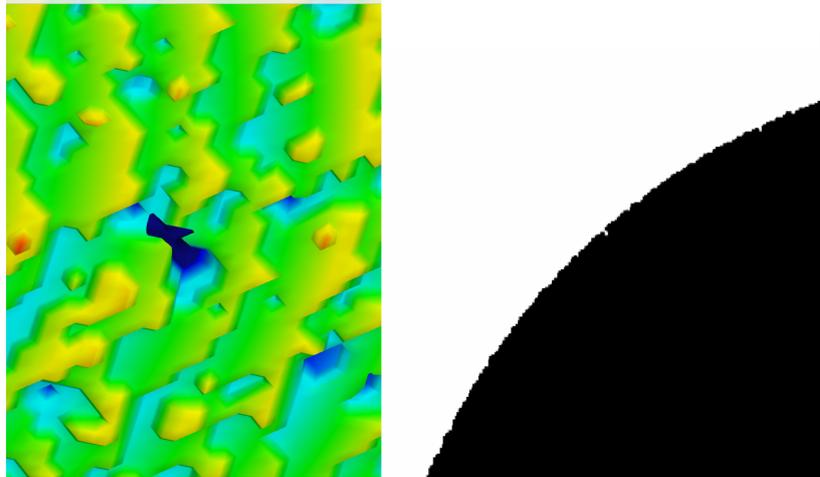


Figure III.5 : Défaut occasionnel en 3D (à gauche) et avant reconstruction (à droite)

Ces défauts ont tendance à augmenter l'écart moyen de mesure entre les deux sphères. Ils pourraient être réduits avec une acquisition microtomographique utilisant un microtomographe à rayons X avec une tension d'accélération plus élevée.

Néanmoins, une différence de 25 μm est une valeur acceptable pour ce type de mesure. Le critère de mesure communément admis reste la mesure de l'adaptation marginale, et son ordre d'échelle nous donne un aperçu de la taille critique du défaut admis dans la méthode actuelle de fabrication. La littérature récente prouve que les valeurs de l'adaptation marginale varient de 36 μm à 222,5 μm et les valeurs de l'adaptation interne de 23 μm à 406,5 μm . La plupart des études ont rapporté 120 μm comme plage cliniquement acceptable pour une adaptation marginale (GOIJAT et al., 2019). De plus, un écart marginal de 80 μm est considéré comme cliniquement indétectable par le praticien (BOITELLE et al., 2014; McLEAN and VON FRAUNHOFER, 1971). Même si cette différence est supérieure au seuil cliniquement détectable par le patient en occlusion, elle reste inférieure au seuil référence des prothèses produites quotidiennement (BOITELLE et al., 2014).

III.5.2. Sphéricité

L'écart de forme sphérique a été évalué par l'analyse des distances entre le nuage de points et la surface de la sphère de Gauss. Les distances ont été obtenues par la projection orthogonale de chaque point sur la sphère de Gauss.

Comparaison avec une sphère des moindres carrés dans GOM Inspect :

Construire ▷ Sphère ▷ Fitting sphere

Méthode : *Gaussian best fit*

Inspection ▷ Ecart de géométrie

Projeter sur : *Fitting sphere*

L'écart de forme entre la reconstruction de la surface de la bille en céramique et la surface de la sphère numérisée est illustré sur la Figure III.6.

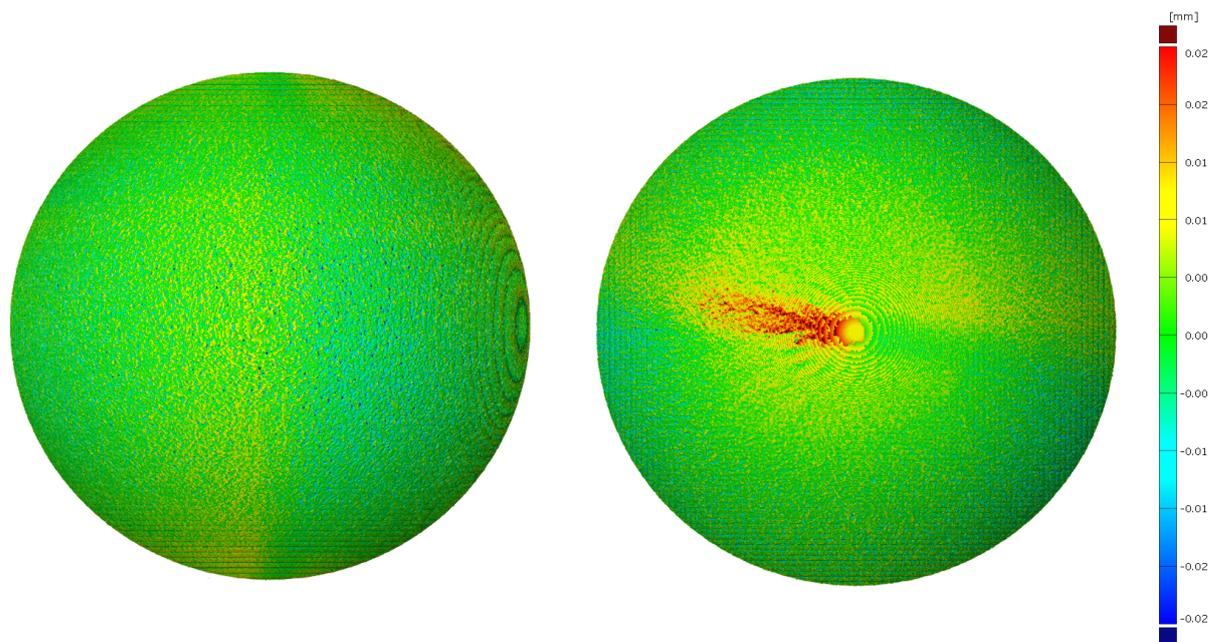


Figure III.6 : Cartographie des écarts de forme sur la bille en céramique numérisée

À droite, une zone rouge montre que l'écart est plus prononcé autour du pôle. La zone rouge autour du pôle correspond à la zone où la sphère est liée au plateau tournant du micro-CT. La différence d'absorption de rayons X à l'interface induit des artefacts de volume partiel (KRUTH et al., 2011).

De plus, des cercles concentriques sont visibles sur les deux vues de la surface de la sphère. Ils sont créés par l'empilement d'images et correspondent à des types d'artefacts connus sous le nom de ring artefacts.

Une évaluation quantitative a été effectuée. Pour se faire, l'exportation des valeurs numériques des distances entre chaque point du nuage de points et la sphère de Gauss, a été réalisée par projection orthogonale.

Exporter les projections orthogonales de GOM Inspect :

```
Comparaison ▷ Fichier ▷ Exporter ▷ Géométrie ▷ ASCII  
Paramètres : Ecart total & supprimer les lignes sans ecarts  
Délimiteur : point virgule
```

Les millions de valeurs numériques obtenues, dans un fichier ASCII, ont ensuite été exploités avec le logiciel de calcul numérique Scilab (Scilab Enterprises). Un fichier de commande (script) a été rédigé dans Scilab afin de déterminer les valeurs médiane, moyenne, minimale, maximale et l'écart type.

Fichier de commande Scilab :

```
clear;  
clc;  
////formater le fichier ASCII avec séparateur de colonne "," et séparateur décimal".  
////Choix d'un fichier à extraire  
////=====   
Fichier = uigetfile('');  
[fd, err] = mopen(Fichier, 'r');  
//Fichier = mgetl(fd, -1);  
  
////Recuperation des donnes de ce fichier  
////=====   
[n,Col1,Col2,Col3,Ecart]=mfscanf(-1,fd,'%f,%f,%f,%f')  
mclose(fd);  
////Extraction de données statistiques  
Min=min(Ecart);  
Max=max(Ecart);  
Etendue=Max-Min;  
Moyenne=nanmean(Ecart);  
Mediane=nanmedian(Ecart);  
Ecart_type=nanstdev(Ecart);
```

Les résultats de l'écart de forme entre la surface de la sphère de Gauss et le diamètre de référence sont détaillés dans le Tableau III.4.

	m (µm)	M (µm)	σ (µm)	min (µm)	Max (µm)
Bille 7,937 mm	-0,132	-0,165	5,1	-50	-32,6

m: médiane, M: moyenne, σ : écart type, min: minimum, Max: maximum

Tableau III.4 : Écart de forme sur la bille de céramique en nitrure de silicium

Les écarts de forme moyen et médian sont inférieurs au micron.

La valeur la plus importante dans le Tableau III.4 correspond à l'écart minimal, celui-ci atteint le seuil de mesure. Ceci est dû aux défauts occasionnels dans l'intrados de la surface de bille numérisée. Ces défauts sont visibles macroscopiquement, et dépassent donc les seuils usuels.

Ces défauts occasionnels augmentent la longueur des projections orthogonales de la surface numérisée de la bille sur la sphère de Gauss. La profondeur de ces puits a été objectivée par la conception de sphères de Chebyshev dans l'intrados et l'extrados de la surface.

Comparaison avec une sphère de Chebyshev interne dans GOM Inspect :

Construire ▷ Sphère ▷ Fitting sphere

Méthode : Chebyshev best fit

Location : Inside

Comparaison avec une sphère de Chebyshev externe dans GOM Inspect :

Construire ▷ Sphère ▷ Fitting sphere

Méthode : Chebyshev best fit

Location : Outside

Les résultats de l'écart dimensionnel entre la surface de la sphère de Gauss et les surfaces des sphères de Chebyshev interne et externe sont détaillés dans le Tableau III.5.

	\varnothing Chebyshev (mm)	$\Delta\varnothing$ (mm)	$\Delta\varnothing$ (%)
Chebyshev interne	7,77	0,19	2,39
Chebyshev externe	8,02	0,06	0,75

$\Delta\varnothing$ différence entre le diamètre de la sphère de Chebyshev ($\varnothing_{Chebyshev}$) et la sphère de Gauss

Tableau III.5 : Écarts dimensionnels des sphères de Chebyshev avec la sphère de Gauss

La sphère de Chebyshev interne présente un écart dimensionnel bien plus important que la sphère externe.

Une augmentation de la tension d'accélération lors de l'acquisition microtomographique ou une amélioration du protocole lors de la reconstruction volumique permettrait de minorer ce biais. De plus, les céramiques dentaires ont une densité légèrement inférieure à celle du nitrure de silicium, cela pourrait encore minorer ce biais. Mais, l'identification de ce biais mineur permet de le considérer dans des résultats ultérieurs. Sans cette estimation des mesures d'erreurs, les défauts imputables à la prothèse dentaire peuvent être des erreurs d'interprétation, liées au protocole de mesure utilisé.

L'étape de calibration est inhérente à la notion même de métrologie. Cela permet de confirmer la fiabilité, la robustesse et la reproductibilité de la mesure. Les expériences de pycnométrie ont prouvé que la densité du nitrure de silicium de l'objet de référence est comparable à celles des céramiques dentaires, et donc comparable dans un protocole de microtomographie à rayons X. Les procédures d'acquisitions, de reconstructions volumiques et d'analyses métrologiques sont satisfaisantes. L'écart moyen est établi à 25 μm et il est considéré comme acceptable, par rapport aux critères actuels de la littérature. De plus, cet écart pourra encore être réduit par diminution des phénomènes d'atténuation de rayons X.

Chapitre IV Formalisation d'un protocole expérimental

L'étape de calibration de la chaîne de mesure a permis la confirmation de la faisabilité de la méthodologie. Le protocole expérimental sera affiné au sein de ce chapitre avec la conception d'une prothèse type qui nous servira de référence et l'application de la chaîne de mesure afin d'identifier les éléments pertinents à exploiter dans une étude à plus grande échelle.

IV.1. Conception de la pièce prothétique type

IV.1.1. Formalisation des critères de caractérisation dimensionnelle

IV.1.1.1. Justification du choix d'un onlay

Selon la Haute Autorité de Santé : [Sic] les inlays-onlays sont des pièces prothétiques assemblées par collage ou scellement, destinées à restaurer une perte de substance dentaire. Ils sont principalement indiqués dans les restaurations des dents postérieures ayant des cavités de moyenne à grande étendue (BODIN et al., 2009).

L'onlay intervient avant la couronne périphérique dans le processus de gradient thérapeutique, il permet le maintien d'une quantité de tissu dentaire deux à trois fois supérieure lors de sa préparation (EDELHOFF and SORENSEN, 2002).

Il ne nécessite pas de traitement endodontique préliminaire, ce qui permet de diminuer le taux d'échec des restaurations prothétiques de 20,9 % à 39 % à 15 ans (VAN DIJKEN and HASSELROT, 2010).

De plus, les taux d'échecs à 15 ans estimés pour les couronnes entre 26 % et 31 % (PJETURSSON et al., 2007) (CREUGERS et al., 1994) sont équivalents pour les onlays avec 24,1 % (VAN DIJKEN and HASSELROT, 2010). Le faible coût biologique de ce type de préparation et la diminution du nombre de procédures à réaliser permettent de limiter les risques de complications. Tout ceci concourt à en faire la thérapeutique prothétique fixée contemporaine à privilégier (RICH and GOLDSTEIN, 2002).

IV.1.1.2. Critères généraux des préparations pour onlays

Les onlays ont longtemps étaient réalisés en alliages métalliques précieux, venant s'ajuster dans des cavités dont la mise en forme suivait un protocole codifié, pour être scellés. Les cavités se devaient d'être rétentives à l'aide d'un parallélisme des parois, et la ductilité de ces alliages rendait possible le brunissage du joint de ces restaurations (SHILLINGBURG et al., 1987).

La rétention n'étant plus un critère de réalisation, les parois axiales des préparations actuelles doivent présenter une divergence minimale de 6 à 10°, permettant ainsi une insertion de la pièce prothétique (AHLERS et al., 2009).

Désormais, les restaurations sont en céramique (matériaux au comportement fragile) et collées. Le collage des vitrocéramiques permet de s'affranchir des rétentions, devenues totalement obsolètes, et améliore les propriétés mécaniques des dites céramiques (CLELLAND et al., 2007).

Pour les mêmes raisons, les angles vifs ont disparu pour laisser place à des angles arrondis. Ceci est en accord avec le principe d'économie tissulaire et plus cohérent avec le comportement mécanique de la céramique, et favorise moins l'initiation de fissures (GARBER and GOLDSTEIN, 1995).

On peut noter aussi, l'intérêt du joint collé car il favorise la répartition des contraintes en les homogénéisant, limite la propagation des fissures et permet un meilleur soutien des tissus dentaires en limitant la flexion (GARBER and GOLDSTEIN, 1995).

L'ensemble de ces caractéristiques est résumé dans la Figure IV.1.

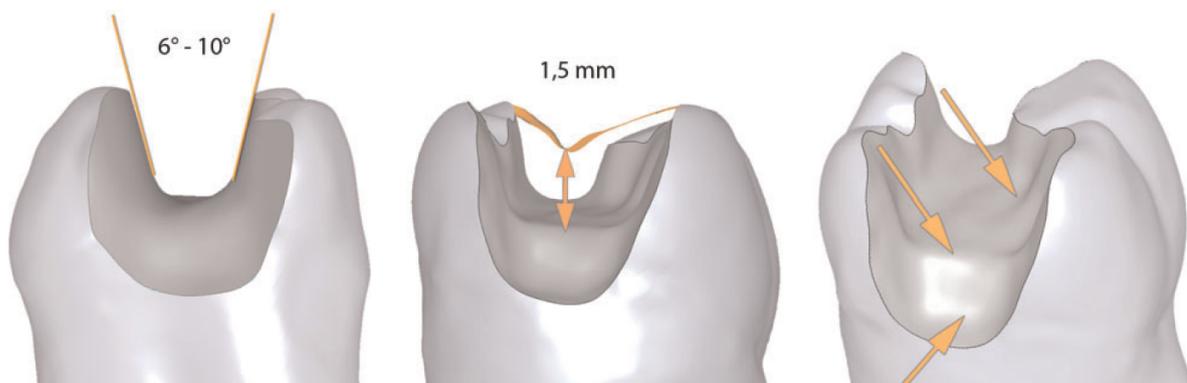


Figure IV.1 : Divergence des parois, réduction occlusale et angles internes arrondis
(AHLERS et al., 2009)

IV.1.1.3. Formes de préparations actuelles pour onlays

IV.1.1.3.1. Réduction occlusale

La fragilité des restaurations en céramique nécessite de respecter une épaisseur minimale, recommandée par le fabricant, de 2 millimètres. Les pièces plus fines, en vitrocéramiques renforcées en disilicate de lithium, semblent avoir une plus basse contrainte maximale à la rupture, notamment à des épaisseurs de 0,5 à 1 millimètre (GUESS et al., 2013). Selon certaines études, une épaisseur d'inlay en vitrocéramique renforcée en leucite ou en disilicate de lithium, entre 0,7 millimètres et 2 millimètres, n'apparaît pas comme un facteur de risque de fracture (HOLBERG et al., 2013a).

De plus, des épaisseurs de plus de 3 millimètres n'apportent pas d'amélioration significative de la résistance des pièces prothétiques aux tests de fatigue (cycles masticatoires simulés), qu'elles soient en céramique ou en composite. (MAGNE and KNEZEVIC, 2009a) (MAGNE and KNEZEVIC, 2009b).

Une épaisseur uniforme est recommandée pour les pièces en céramique, à cause de la libération de contraintes internes liées au refroidissement post frittage (GERDOLLE et al., 2014). L'analyse du risque de fracture d'un onlay, par la méthode des éléments finis, encourage des fonds de préparation les plus plats possibles (pas de différence de profondeur entre l'isthme et la cavité) (ONA et al., 2011) (HOLBERG et al., 2013b).

La réalisation d'un scellement dentinaire immédiat associée à la réalisation d'une base intermédiaire en composite permet cliniquement d'harmoniser la profondeur de préparation et donc l'épaisseur de la future pièce prothétique (MOSCOVICH et al., 1998).

IV.1.1.3.2. Limite de préparation

L'orientation des prismes d'émail crée le caractère anisotrope de ce tissu. L'émail se comporte différemment en section transversale et longitudinale (Figure IV.2). Le module d'élasticité et la ténacité sont supérieurs en section transversale, cela se traduit par un émail plus difficilement clivable (SPEARS, 1997).

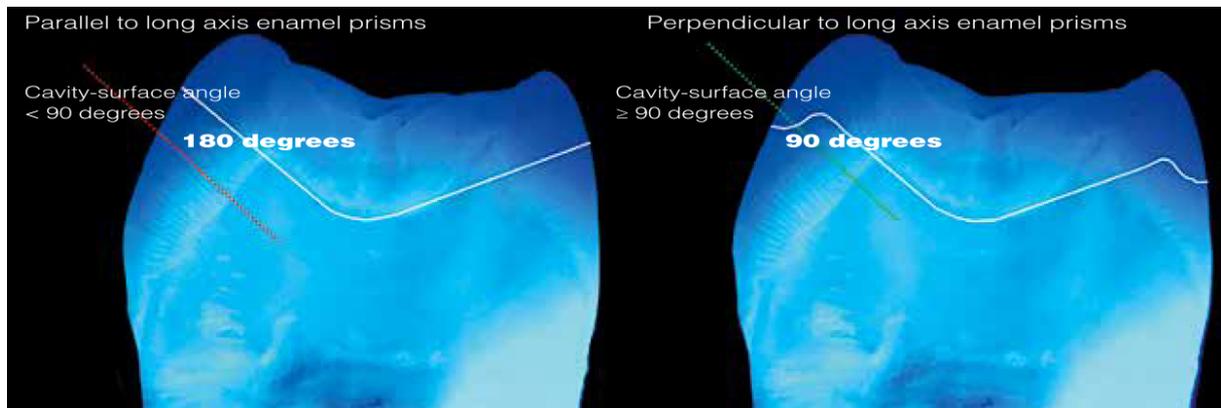


Figure IV.2 : Section de coupe longitudinale et transversale de l'émail

(VENEZIANI, 2017)

Qui plus est, la résistance à la traction du joint collé est supérieure sur de l'émail coupé en section transversale (18-19MPa) par rapport à de l'émail coupé en section longitudinale (10-11MPa) (MUNECHIKA et al., 1984).

Cliniquement, le chanfrein et le biseau permettront d'asseoir la restauration sur un émail essentiellement coupé transversalement, alors que pour le « Butt joint » (bord plat orienté parallèlement au plan d'occlusion), l'émail se trouve essentiellement en section longitudinale. Les considérations esthétiques encouragent quand à elles, une transition optique progressive entre la restauration et la dent, interdisant en général le « Butt joint » en vestibulaire (ROCCA et al., 2015).

De plus, nous avons vu qu'une épaisseur d'onlay de 2 à 3 millimètres suffit mécaniquement mais une limite aussi coronaire est rarement recevable esthétiquement en secteur antérieur, c'est pourquoi, il est préconisé de la situer au tiers cervical (GERDOLLE et al., 2014).

Le « Butt joint » n'est pas indiqué dans les zones où l'esthétique n'est pas primordiale et si l'émail n'est pas en quantité suffisante. C'est notamment le cas, dans la partie proximale des cavités profondes pour onlays où nous sommes essentiellement en présence de dentine. En effet, la dentine profonde possède un ratio minéral/collagène plus important que la dentine superficielle, cela se traduit par une plus faible résistance mécanique, une ténacité, une dureté et une rigidité plus faibles, et encourage son recouvrement par de la céramique (GIANNINI et al., 2004) (RYOU et al., 2011).

En conclusion, le chanfrein et le biseau sont des techniques à privilégier, mais elles sont fréquemment remplacées par un « butt joint » proximal ou palatin, comme sur la Figure IV.3 (VENEZIANI, 2017).

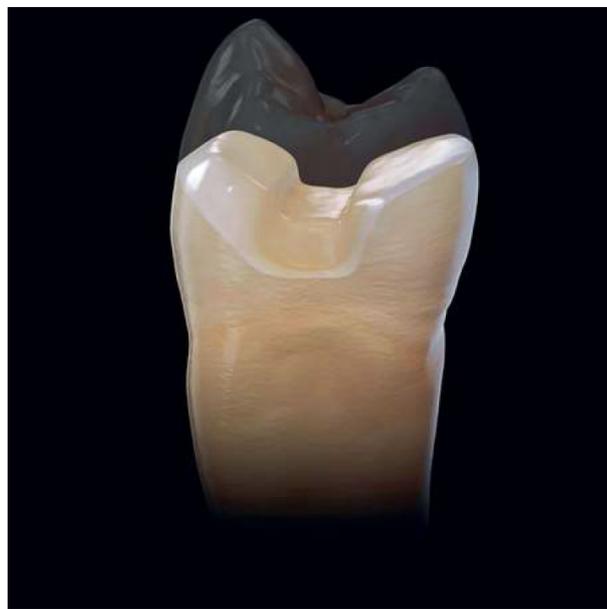


Figure IV.3 : Biseau vestibulaire et butt joint palatin

(FERRARIS, 2017)

IV.1.1.3.3. Recouvrement cuspidien

Les parois résiduelles peuvent devenir trop fines pour supporter les contraintes, et bénéficier d'un recouvrement cuspidien. Bien qu'il s'agisse d'un délabrement supplémentaire, cela permet d'éviter de potentielles fractures plus délabrantes (KRIFKA et al., 2009).

Le recouvrement cuspidien est recommandé pour les parois résiduelles d'épaisseur inférieure à 1 millimètre en occlusal, voire 2 millimètres en cervical. Dans ces cas, les cuspides sont préparées afin d'être recouvertes de céramiques.

Cela permet d'accroître, in vitro, la contrainte maximale à la rupture par rapport à une dent reconstituée par un onlay qui n'en aurait pas bénéficié (GUESS et al., 2013).

Un recouvrement cuspidien a minima dit « ultra-conservateur » est possible. Même si une réduction minimale d'au moins 1,5 millimètres semble toutefois nécessaire pour diminuer significativement les contraintes sur les parois dentaires résiduelles. Mais la systématisation du recouvrement cuspidien à la totalité de la face occlusale n'apporte pas de bénéfices supplémentaires (CHANG et al., 2009).

Un recouvrement cuspidien a minima dit « ultra-conservateur » est possible, afin de maintenir une transition optique et une section de coupe d'émail compatible avec les considérations précédentes, sans majorer le délabrement dentaire si celui-ci ne justifie pas la réduction d'au moins 1,5 millimètre (Figure IV.4).

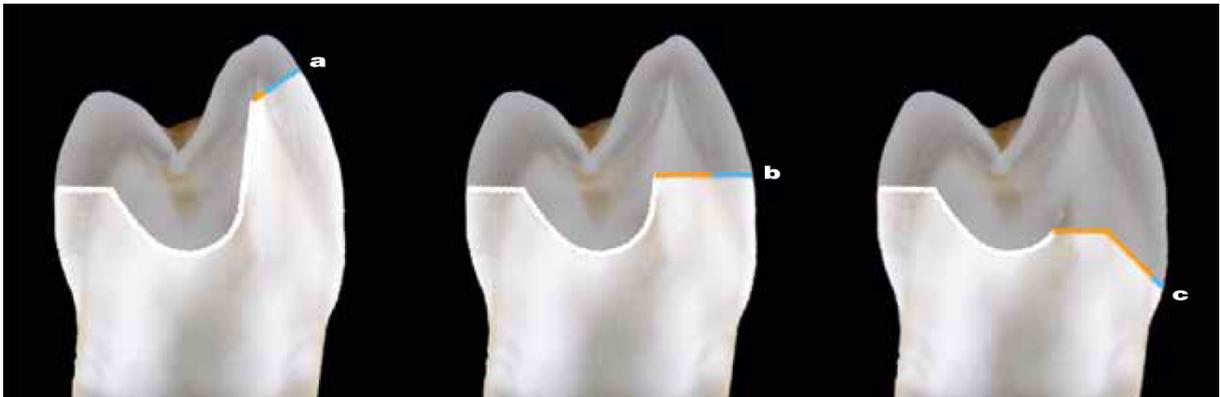


Figure IV.4 : Recouvrement ultra-conservateur (a), conventionnel (b) et esthétique (c)

(ROCCA et al., 2015)

IV.1.2. Préparation dentaire pour la pièce prothétique type

IV.1.2.1. Caractéristiques de la préparation

La dent choisie est une première molaire mandibulaire droite soit 46.

La préparation pour onlay s'est donc articulée autour d'une cavité primaire de 2 mm de profondeur avec une divergence des parois entre 6 et 10°, afin de respecter les recommandations du fabricant concernant le bloc CFAO de vitrocéramique enrichie en leucite (Empress CAD; Ivoclar).

Une limite de type bevel a été écartée dans ce premier temps car celle-ci semble être un facteur de majoration d'écaillage lors de l'usinage. (GIANNETOPOULOS et al., 2010).

Ainsi la nécessité de réaliser une limite de type chanfrein, a débouché sur le choix d'une zone n'intéressant pas l'esthétique pour le recouvrement cuspidien. Celle-ci a été réalisée sur la cuspide mesio-linguale selon les critères précédemment évoqués.

La forme de préparation se voulait très cohérente avec la littérature actuelle. (Figure IV.5) (VENEZIANI, 2017)

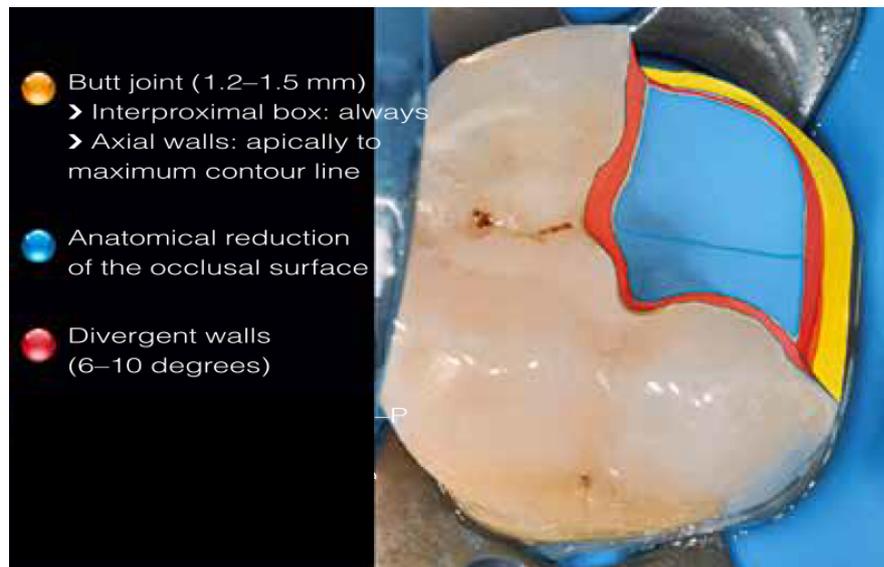


Figure IV.5 : Préparation pour l'onlay type

IV.1.2.2. Réalisation de la préparation pour l'onlay type

La préparation a été réalisée sur une première molaire mandibulaire droite en ivoirine solidaire d'un modèle d'entraînement entièrement denté (ANKA-4 ZE ; Frasco GmbH).

La préparation a été effectuée à l'aide de fraises diamantées (Set LD0424A ; Komet) montées sur un instrument rotatif de type turbine. La préparation a ensuite été polie à l'aide de cupules à polir (Clearfil twist dia ; Kuraray) montées sur un instrument rotatif de type contre angle (Figure IV.6).



Figure IV.6 : Préparation pour l'onlay type

IV.1.3. Conception de la pièce prothétique type

IV.1.3.1. Empreinte optique de la préparation

L'empreinte optique du modèle d'entraînement entièrement denté, puis de son antagoniste et enfin de leur occlusion ont été réalisées à l'aide d'un scanner de laboratoire équipé de 4 cameras de 5 Millions de pixels avec une précision de 5 μm (Trios D2000 ; 3Shape). L'empreinte optique de la préparation est illustrée dans la Figure IV.7.

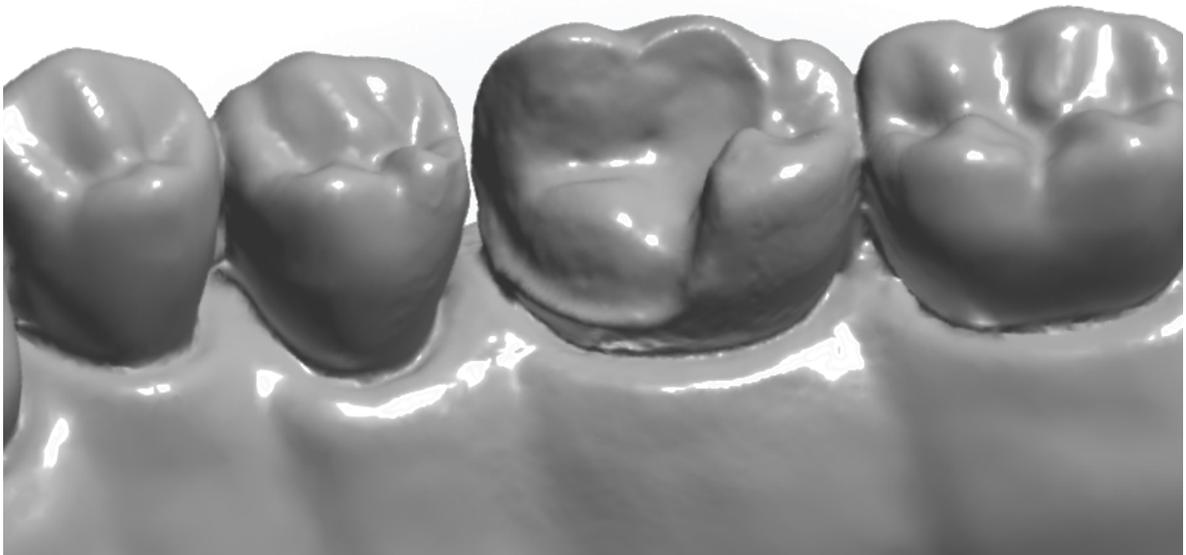


Figure IV.7 : Empreinte optique de la préparation pour l'onlay type

IV.1.3.2. Conception de l'onlay type

La conception de la prothèse a été réalisée à l'aide d'un logiciel de CAO dentaire (Trios Dental Designer; 3Shape).

Le modèle CAO de la prothèse devient la référence de forme dans notre protocole. C'est pourquoi le fichier de la conception est extrait au format .stl, il sera conservé dès cette étape pour ne plus subir de modification. La conception de la prothèse type est illustrée dans la Figure IV.8.

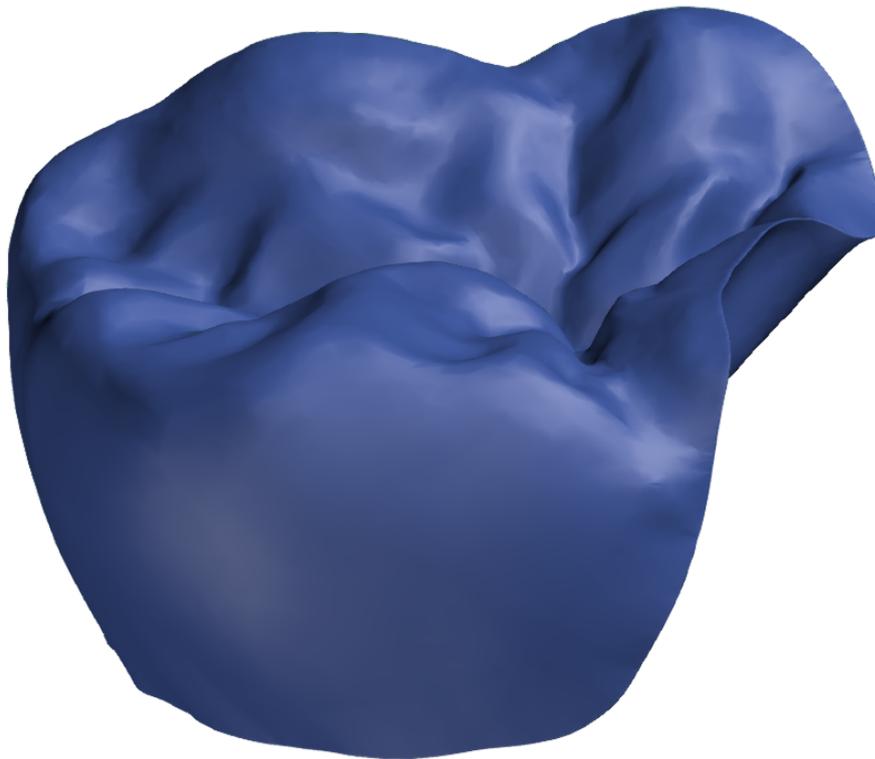


Figure IV.8 : Conception assistée par ordinateur de l'onlay type

IV.2. Fabrication de la pièce prothétique type

IV.2.1. Choix du matériaux

Comme présenté dans le paragraphe III.3.2., les vitrocéramiques ont une densité comparable à la densité du nitrure de silicium composant l'objet de référence. Elles sont donc idéales pour mener l'étape préliminaire de test sur la pièce prothétique type.

De plus, les matériaux usinables à base de dioxyde de zirconium (dit zircone) sont à l'origine d'artefacts radiologiques métalliques (Paragraphe II.2.3.1.3.) qui rendent ces matériaux complexes à mettre en œuvre dans le cadre de cette méthodologie.

L'industriel *Ivoclar* a mis a disposition des blocs de matériaux pour la réalisation des essais. Les vitrocéramiques usinables proposées par cet industriel sont :

- L'Empress CAD est une vitrocéramique enrichie en leucite. Elle est composée d'une matrice vitreuse dominante et contient environ 30 % de leucite.
- L'e.max CAD est une vitrocéramique enrichie en disilicate de lithium. Elle est composée d'une matrice vitreuse dominante et contient environ 70 % de disilicate de lithium. L'e.max CAD a la particularité d'être frittée après usinage. Le bloc est commercialisé à l'état pré-cristallisé bleu contenant du métasilicate de lithium, il sera usiné puis cristallisé.

L'Étape supplémentaire de cristallisation de l'e.max CAD est source de déviations supplémentaires dans notre méthodologie. Or l'Empress CAD permet l'obtention d'un produit fini en fin d'usinage.

Tout ceci a concouru à l'utilisation de l'Empress CAD (*Ivoclar*) sous la forme de bloc usinable C14, dont les dimensions sont 12 x 14 x 18 mm afin de produire la pièce prothétique au sein de ce bloc.

Le bloc usinable d'Empress CAD C14 est présenté sur la Figure IV.9. L'attache métallique permet de le fixer au sein de la machine outil à commande numérique. Cette attache est ensuite coupée après l'usinage par le technicien de laboratoire, puis la partie de céramique non éliminée par la machine outil est éliminée manuellement et polie.



*Figure IV.9 : Bloc usinable Empress CAD
Document commercial Société Ivoclar*

IV.2.2. Fabrication assistée par ordinateur

La prothèse a été usinée avec une machine-outil à commande numérique (Sirona Cerec MC-X5; Dentsply Sirona) avec les paramètres de fraisage recommandés par l'industriel pour le matériau Empress CAD (Figure IV.10).

L'attache n'a pas été éliminée afin de limiter au maximum les interventions manuelles sur la pièce prothétique. Cette zone ne pourra donc pas être étudiée.



Figure IV.10 : Onlay type usiné

IV.3. Microtomographie à rayons X

IV.3.1. Acquisition microtomographique

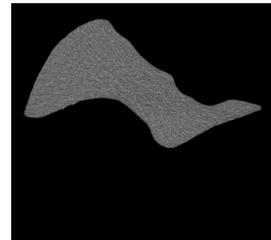
L'acquisition par microtomographie à rayons X de l'onlay type a été effectuée à l'aide d'un microtomographe à rayons X (Skyscan 1172; Bruker mCT) avec une tension d'accélération de 100 KV, d'une intensité de 100mA et des voxels de 10 μm x 10 μm x 10 μm .

IV.3.2. Reconstruction volumique

Après acquisition microtomographique, la pile brute d'images a été traitée pour obtenir un modèle 3D STL. Le traitement d'images, la segmentation et l'extraction de surface ont été réalisés avec le logiciel ImageJ. La segmentation en niveau de gris a été réalisée à l'aide d'un seuillage automatique avec l'algorithme ISO (Ridler and Calvard, 1978). Le seuillage automatique a été choisi car les matériaux sont uniformes et homogènes (Tableau IV.1).

Image brute

File \triangleright Import \triangleright Image sequence



Segmentation

Image \triangleright Adjust \triangleright Threshold

Calculate Threshold for each image : No

Analyse \triangleright Set scale

Image \triangleright Transform \triangleright Flip horizontally

Selection \triangleright Image \triangleright Crop



Extraction de la surface

Plugins \triangleright 3D Viewer

Resampling factor : 1 & Display as surface

File \triangleright Export \triangleright STL (Binary)

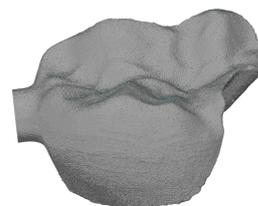


Tableau IV.1 : Étapes de la reconstruction volumique de l'onlay type

Il est intéressant de noter que l'étape « Fermeture des espaces vides » nécessaire sur la bille, n'est pas utile sur l'onlay type. En effet, la simple et faible réduction de la densité des prothèses a permis de faire disparaître les défauts liés au phénomène d'atténuation excessive.

IV.4. Analyse métrologique

Les maillages obtenus ont été transférés dans GOM Inspect 2018 (Gesellschaft für Optische Messtechnik, GmbH, Braunschweig, Allemagne). Une inspection métrologique par cartographie 3D de la surface de la prothèse a été réalisée entre les données reconstruites 3D et le modèle CAO de la prothèse (Tableau IV.2).

Import de l'élément référence

File ▷ Import ▷ « STL de référence »

Target element type : CAD

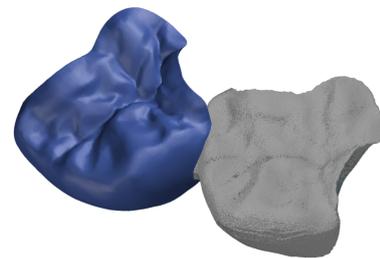


Import de l'élément à évaluer

File ▷ Import ▷ « STL à évaluer »

Target element type : Mesh

Operations ▷ Mesh ▷ Invert selected normal



Alignement

Operations ▷ Alignment ▷ Initial alignment

▷ Prealignment

CAD : All CAD groups

Actual Mesh : « STL à évaluer »



Analyse métrologique

Inspection ▷ CAD Comparison

▷ Surface comparison on actual

Actual distance : Automatic

Max distance : 1 mm

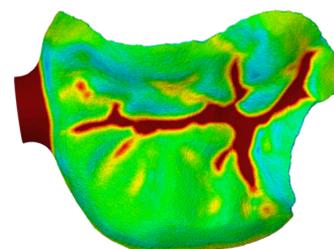


Tableau IV.2 : Étapes de l'analyse métrologique de l'onlay type

La cartographie 3D a été réalisée par l'analyse des distances obtenues par la projection orthogonale des facettes du fichier 3D STL sur le modèle CAO de la prothèse (Figure IV.11).

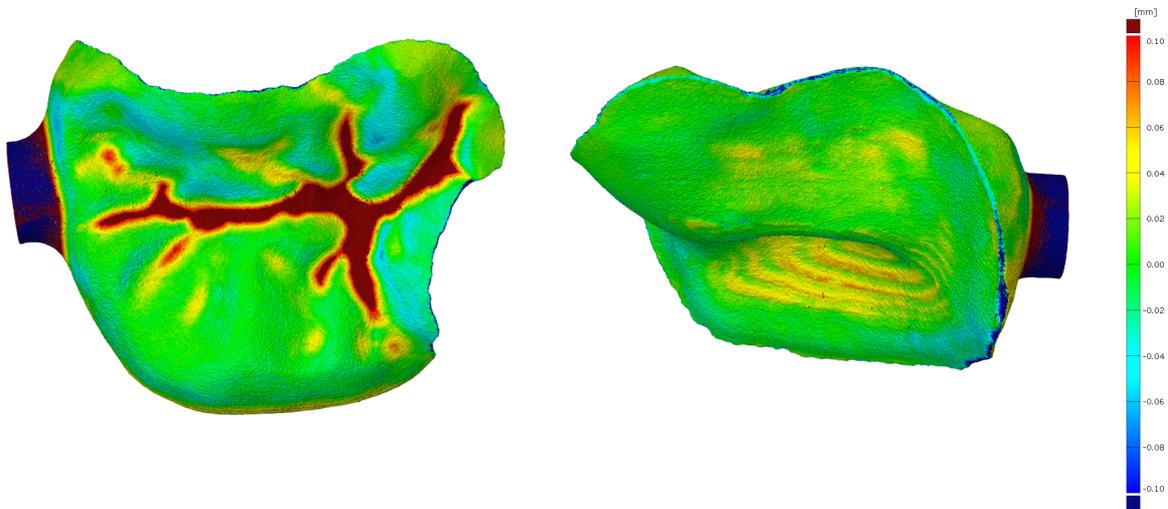


Figure IV.11 : Analyse des distances entre le modèle CAO et la surface numérisée

L'analyse de surface révèle des zones sous-usinées en rouge et des zones sur-usinées en bleu.

IV.4.1. Zones sous-usinées

Concernant l'inspection globale avec analyse des distances entre le modèle CAO et la prothèse numérisée, les zones rouges dans les sillons anatomiques représentent des zones sous-fraisées. Elles sont dues à la pointe surdimensionnée de l'outil par rapport aux dimensions des sillons. Le technicien ou le clinicien devra fraiser manuellement ces zones afin de recréer une anatomie occlusale compatible avec la fonction masticatoire. Cependant, le maquillage et le glaçage permettent une reproduction naturelle et évitent les micro-fissures dans la structure céramique induites par ce fraisage supplémentaire du technicien.

IV.4.2. Zones sur-usinées

Une superposition des surfaces numérisées et du modèle CAO révèle plusieurs pertes de matière (dépression de volume en bleu) proches de la limite marginale (Figure IV.12).

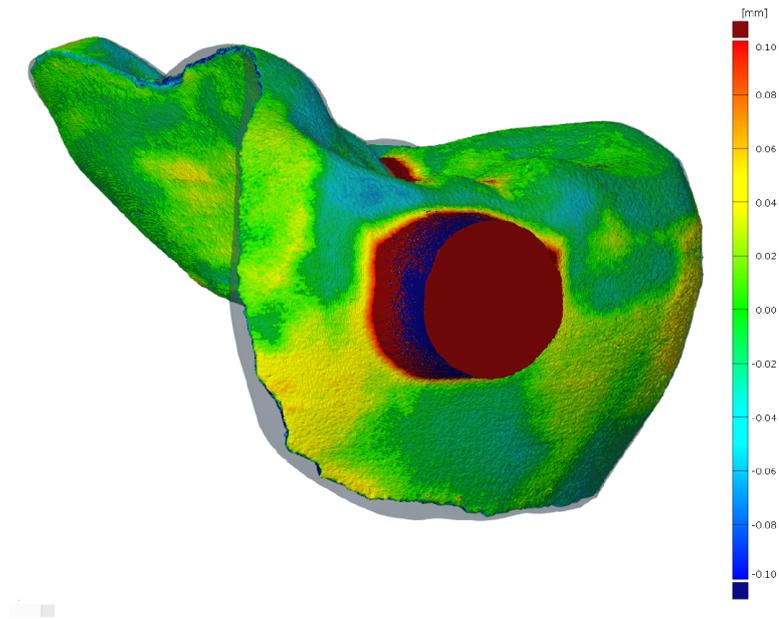


Figure IV.12 : Analyse des zones marginales

Près de la limite marginale, les zones bleues peuvent provenir du phénomène d'écaillage. Les défauts d'écaillage ou d'intégrité de surface peuvent créer un manque d'esthétique, une mauvaise adaptation, une rétention de plaque, une diminution de l'adhésion ou de la durée de vie de la restauration (LEBON et al., 2015). Cela peut également initier des fissures qui se développeront et conduiront à diverses fractures (DONG and RUSE, 2003; EVANS, 1974).

L'écaillage peut être dû à la faible épaisseur de matériau usiné, à la fragilité de la céramique et aux charges mécaniques lors du fraisage. L'usinage de bords très fins de céramiques est également à l'origine de micro fissurations (QUINN et al., 2014a, 2014b). Quant à l'épaisseur du matériau, le modèle CAO proposé par le logiciel CAO (Trios Dental Designer; 3Shape) tel qu'illustré à la Figure IV.13 , montre une fine limite de marge proche de 0 mm.

Le logiciel CFAO ne propose aucun message d'erreur pour l'usinage de ces épaisseurs. En outre, la vitesse de rotation et d'avance de l'outil abrasif ou le couple outil-matière peuvent provoquer de l'écaillage (DONG et al., 2000; SONG et al., 2008; SONG and YIN, 2009).

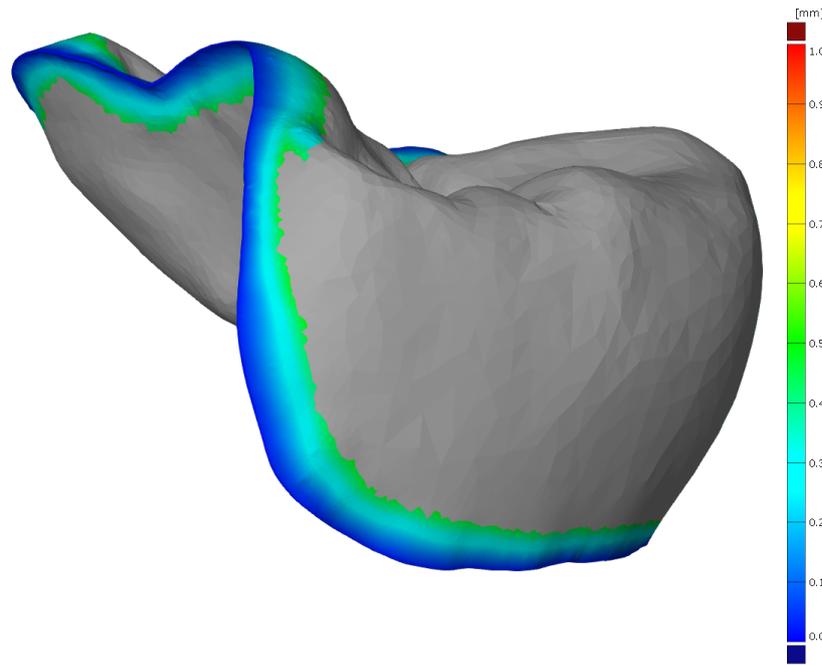


Figure IV.13 : Épaisseur des zones marginales du modèle CAO

De plus, la granulométrie des fraises diamantées a un impact sur l'écaillage (YIN et al., 2003). Qui plus est, un travail d'optimisation de la trajectoire d'outil doit être effectué pour réduire l'écaillage (GASPAR and WEICHERT, 2013; GIANNETOPOULOS et al., 2010; JAHANMIR, 2010). Enfin, certaines erreurs peuvent être dues à des défauts de la machine-outil à commande numérique, avec un mauvais positionnement des outils provoquant un décalage dans l'usinage (KOREN, 1997).

L'évaluation du joint dento-prothétique est idéal pour la conception de couronne périphérique. Mais une approche résolument moderne encourage d'étudier des formes de prothèses contemporaines, en respectant l'ensemble des critères de conception actuels. La CAO de cette « prothèse type » est devenue la valeur de référence. Après usinage, les étapes d'acquisitions, de reconstructions volumiques et d'analyses métrologiques de la prothèse type ont respecté les critères établis par la calibration. La conception prothétique adaptée à l'anatomie ne permet par la réalisation de sillons occlusaux anatomiques car le diamètre de la fraise est supérieur au diamètre de ces sillons. De plus, les conceptions avec des finitions en bevel semblent favoriser l'écaillage périphérique, il est donc pertinent de diviser l'étude de la prothèse en régions d'intérêts cliniques. Pour conclure, l'étape de FAO ne semble jamais prendre en compte la composition du bloc dans la définition de la stratégie d'usinage.

Chapitre V Application à l'étude d'usinabilité de blocs CFAO

Comme décrit dans le Chapitre I, les matériaux accessibles à la CFAO sont sélectionnés en fonction de leurs propriétés cliniques, mais rarement en fonction de leur usinabilité (LAMBERT et al., 2017). De plus, les études manquent sur les effets de l'usinage sur l'état final de la prothèse en fonction du matériau utilisé (SCHAEFER et al., 2013). La méthodologie d'évaluation des prothèses présentée dans les chapitres précédents est généralisable, elle sera donc reproduite sur des cohortes de différents matériaux accessibles à la CFAO. La prothèse sera divisée en région d'intérêts cliniques. Enfin, les écarts de forme entre la CAO et les prothèses seront exportés afin d'objectiver numériquement la valeur des défauts.

V.1. Matériel et méthodes

V.1.1. Choix des matériaux

Le contexte clinique prédomine au choix des matériaux de reconstitution : la céramique est préférée pour ses propriétés optiques en fonction des exigences esthétiques, alors que la résine composite sera préférée pour sa faible abrasivité en fonction du contexte occlusale (LI et al., 2014; MIYAZAKI et al., 2009; RUSE and SADOUN, 2014; ZIMMERMANN et al., 2018).

Cependant, l'usinabilité d'un matériau permet de minimiser les défauts de volumes ou de surfaces lors de sa mise en œuvre par CFAO (LAMBERT et al., 2017). Par exemple, le comportement fragile de certains matériaux peut affecter le résultat final de la restauration avec notamment de l'écaillage périphérique et la propagation de fissures initiées par la présence de défauts ponctuels (BENAQQA et al., 2005; GONZAGA et al., 2011), ou des défauts d'adaptations induisant des micro-infiltrations bactériennes (ROSSETTI et al., 2008; TRAJTENBERG et al., 2008).

Pour comparer l'usinabilité des matériaux accessibles à la CFAO, trois différents types de matériaux ont été étudiés :

- 6 Blocs d'Empress CAD (Ivoclar), matériau déjà utilisé précédemment. C'est une vitrocéramique enrichie en leucite. L'étude préliminaire, lors de l'établissement du protocole a souligné l'importance de l'écaillage périphérique au niveau de la limite marginale. Cet écaillage est attribuable à la stratégie d'usinage mais également aux performances mécaniques du matériau. En effet, sa résistance en flexion 3 points a été évaluée à 199 MPa (WENDLER et al., 2017), c'est un matériau au comportement fragile comme toutes les vitrocéramiques et dont les indications cliniques sont réduites du fait de ses performances mécaniques.

- 6 Blocs d'e.max CAD (Ivoclar) en vitrocéramique enrichie en disilicate de lithium. Ces blocs contiennent 70 % de disilicate de lithium. C'est la vitrocéramique avec les meilleures performances mécaniques, avec une résistance en flexion 3 points évaluée à 647 MPa (WENDLER et al., 2017). Il est intéressant de pouvoir comparer l'impact du même usinage périphérique sur un matériau avec de meilleures propriétés mécaniques. Le bloc sera usiné à l'état pré-cristallisé bleu puis l'acquisition microtomographique sera réalisé avant frittage pour ne pas altérer l'expérience.

- 6 blocs de Tetric CAD (Ivoclar) en résine composite. Il a été noté dans le Chapitre I que le composite permettait un usinage en faible épaisseur et limitait l'écaillage périphérique (AWADA and NATHANSON, 2015). Il est intéressant de quantifier et de comparer l'écaillage périphérique entre différents matériaux. Pour finir, ce matériau fait partie de la gamme Ivoclar, comme les autres matériaux. Cela permet de ne pas introduire de biais dans les conditions expérimentales, avec une stratégie d'usinage recommandée et une MOCN recommandée.

V.1.2. Fabrication assistée par ordinateur

Afin de limiter les erreurs liées à l'inexpérience d'utilisation de la chaîne CFAO exploitée par Ivoclar, la conception a été réalisée par un prothésiste expérimenté, directement au sein des locaux de l'industriel Ivoclar.

De nouvelles empreintes optiques du modèle d'entraînement entièrement denté utilisé dans le chapitre précédent, puis de son antagoniste et enfin de leur occlusion ont été réalisées à l'aide d'un scanner de laboratoire équipé de 4 cameras de 5 Millions de pixels avec une précision de 5 μm (Trios D2000 ; 3Shape). Le modèle est identique au modèle précédemment utilisé.

La conception de la prothèse a été réalisée à l'aide d'un logiciel de CAO dentaire (Trios Dental Designer; 3Shape dans sa version 19.3.0). Le logiciel est identique au logiciel précédemment utilisé. Le modèle CAO de la prothèse devient la nouvelle référence de forme dans cette étude. C'est pourquoi le fichier de la conception est extrait au format .stl, il sera conservé dès cette étape pour ne plus subir de modification.

On peut noter que les matériaux sont de la même marque. Les modèles CAO ont été conçus à l'aide du scanner et du logiciel recommandés par l'industriel, et usinés avec une machine outil à commande numérique de même marque, selon les recommandations d'usinage de la marque. L'usinage a également été réalisé au sein des locaux de l'industriel Ivoclar. Les prothèses ont été usinées avec une machine-outil à commande numérique 5 axes (Programill PM7; Ivoclar) équipée d'une broche Jäger 970W avec les paramètres de fraisage recommandés par l'industriel pour les matériaux concernés.

Concernant les outils d'usinage, pour chacune des 3 séries de matériaux, les quatre mêmes types de fraises ont été utilisées (Figure V.1) :

- Une fraise diamantée à bout arrondi de 3 mm de diamètre avec une vitesse de rotation 42000 tours (rotations) par minute
- Une fraise diamantée à bout arrondi de 2 mm de diamètre avec une vitesse de rotation 42000 tours (rotations) par minute
- Une fraise diamantée à bout arrondi de 1 mm de diamètre avec une vitesse de rotation 42000 tours (rotations) par minute
- Une fraise diamantée à bout pointu de 0,5 mm de diamètre avec une vitesse de rotation 48000 tours (rotations) par minute, pour l'usinage des sillons occlusaux

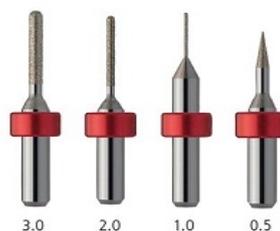


Figure V.1 : Fraises d'usinage des vitrocéramiques de la Programill PM7

Document commercial

L'usinage de chacune des séries de 6 blocs s'est fait simultanément, à l'aide de fraises neuves avec l'usineuse Programill PM7. Les blocs ont été numérotés en fonction de leur position dans la machine outil à commande numérique, afin que les défauts imputables à un mauvais parcours de l'outil au niveau des emplacements soient identifiés entre les séries (Figure V.2). La stratégie d'usinage ne change pas en fonction du matériau usiné. La plupart des conditions de coupes sont inconnues, notamment la trajectoire ou la vitesse d'avance de l'outil.



*Figure V.2 : Numérotation des emplacements du chargeur de la MOCN
D'après document commercial*

V.1.3. Acquisition et reconstruction

L'acquisition par microtomographie à rayons X des échantillons a été effectuée à l'aide d'un microtomographe à rayons X (Quantum FX μ CT ; PerkinElmer) avec une tension d'accélération de 90 kV, d'une intensité de 200 mA et une résolution de 20 μ m. L'acquisition de chaque échantillon s'est faite individuellement.

Après l'acquisition microtomographique, la pile brute d'images de chaque échantillon, a été traitée pour obtenir un modèle 3D format .stl. Le traitement d'images, la segmentation et l'extraction de surface ont été réalisés avec le logiciel ImageJ selon les mêmes paramètres que lors de la mise au point du protocole expérimental.

V.1.4. Analyse métrologique

V.1.4.1. Cartographies globales

Les modèles 3D format .stl ont été individuellement importés dans le logiciel GOM Inspect 2018 (Gesellschaft für Optische Messtechnik, GmbH, Braunschweig, Allemagne), ainsi que le modèle 3D au format .stl de la CAO. Ils ont été ensuite alignés à l'aide de la fonction *Alignment* du logiciel comme dans le protocole expérimental.

Les cartographies des écarts ont été réalisées par l'analyse des distances obtenues par la projection orthogonale des facettes du fichier 3D de la prothèse usinée sur le modèle CAO de la prothèse.

V.1.4.2. Cartographies régionalisées

Quatre régions d'intérêt (ROI) ont été délimitées sur le modèle CAO pour mesurer les mêmes zones sur chaque prothèse usinée (Figure V.3) : la limite marginale, l'intrados, une zone occlusale et une zone proximale.

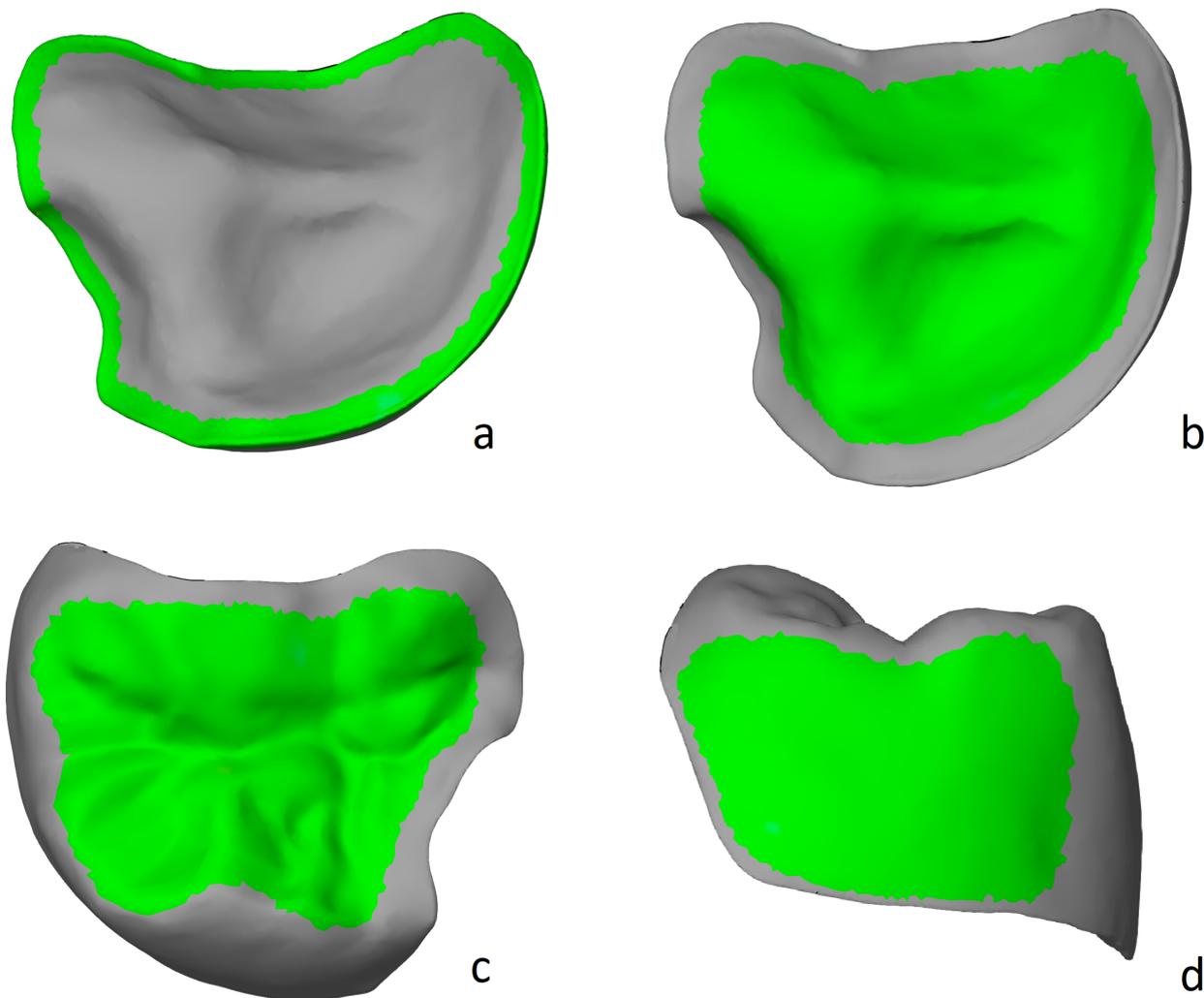


Figure V.3 : Région d'intérêt : Limite marginale (a), Intrados (b), zone occlusale (c) et zone proximale (d)

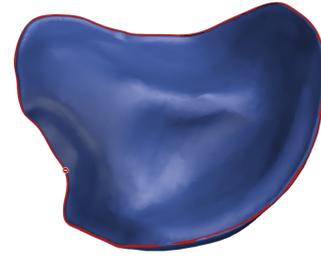
La délimitation des régions d'intérêt s'est faite à l'aide du logiciel GOM Inspect sur le modèle CAO. Il est ainsi possible de réaliser une inspection limitée à chaque région d'intérêt, et le recueil des projections orthogonales, de n'importe quelle prothèse étudiée sur la CAO.

Délimitation de la région d'intérêt

Construct ▷ Curve ▷ Surface curve

Trace curve : Along curvature

Marker snap : To clicked position



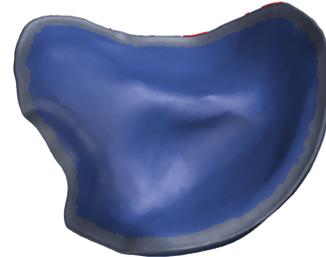
Détermination de la région d'intérêt

Edit ▷ Selection in 3D ▷ Other selections

▷ Select by curve

Max distance : 0,5 mm

Respect normal vectors



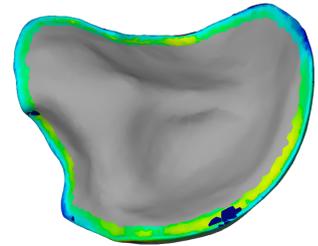
Analyse métrologique

Inspection ▷ CAD Comparison

▷ Surface comparison on CAD

Actual distance : Automatic

Max distance : 1 mm



V.1.4.3. Évaluation quantitative

Une évaluation quantitative a été réalisée en exportant les valeurs numériques des distances de chaque projection orthogonale du modèle 3D de la prothèse numérisée sur le modèle 3D de la CAO.

Les valeurs des mesures ont été exportées au format American Standard Code for Information Interchange (ASCII), puis ont été post-traitées avec le logiciel de calcul numérique Scilab (Scilab Entreprises).

Les valeurs ont ensuite été classées selon leur fréquence pour produire des diagrammes de fréquences et des courbes de tendance. Ces graphiques permettent d'objectiver l'exactitude de mesure à travers les paramètres de justesse et de fidélité.

Certaines valeurs numériques des projections orthogonales du modèle 3D de la prothèse sur la CAO étaient absentes d'un export à un autre. L'ensemble des projections orthogonales concernées semblaient absentes. Mais les pourcentages de ces valeurs ont été notés, et ils ont été retenus dans une colonne des diagrammes de fréquences sous le terme de valeurs « inexploitable ».

V.2. Résultats et discussion

V.2.1. Cartographies globales

L'ensemble des cartographies de ce chapitre utilise la même échelle de couleur illustrée dans la Figure V.4.



Figure V.4 : Histogramme commun des couleurs associées aux valeurs des cartographies

Les cartographies des échantillons de Tetric Cad sont illustrées dans le Tableau V.1.

Les cartographies des échantillons de Empress Cad sont illustrées dans le Tableau V.2.

Les cartographies des échantillons de e.max Cad sont illustrées dans le Tableau V.3.

Les cartographies globales fournissent beaucoup d'informations concernant l'influence du couple outil-matière sur l'usinabilité des matériaux. Les zones sur-usinées et volumes de matière manquants, c'est à dire les zones avec défaut de matière qui apparaissent en bleu, tandis que les zones sous-usinées ou zones avec excès de matière qui apparaissent en rouge. Néanmoins, la zone rouge du côté lingual de la prothèse correspond au point d'attache. Cette partie est présente en excès sur la prothèse car elle est absente sur le modèle 3D de la CAO. Elle est ajoutée lors de l'étape de FAO afin de créer un point de manipulation pour la MOCN. En clinique, elle serait supprimée par le technicien de laboratoire.

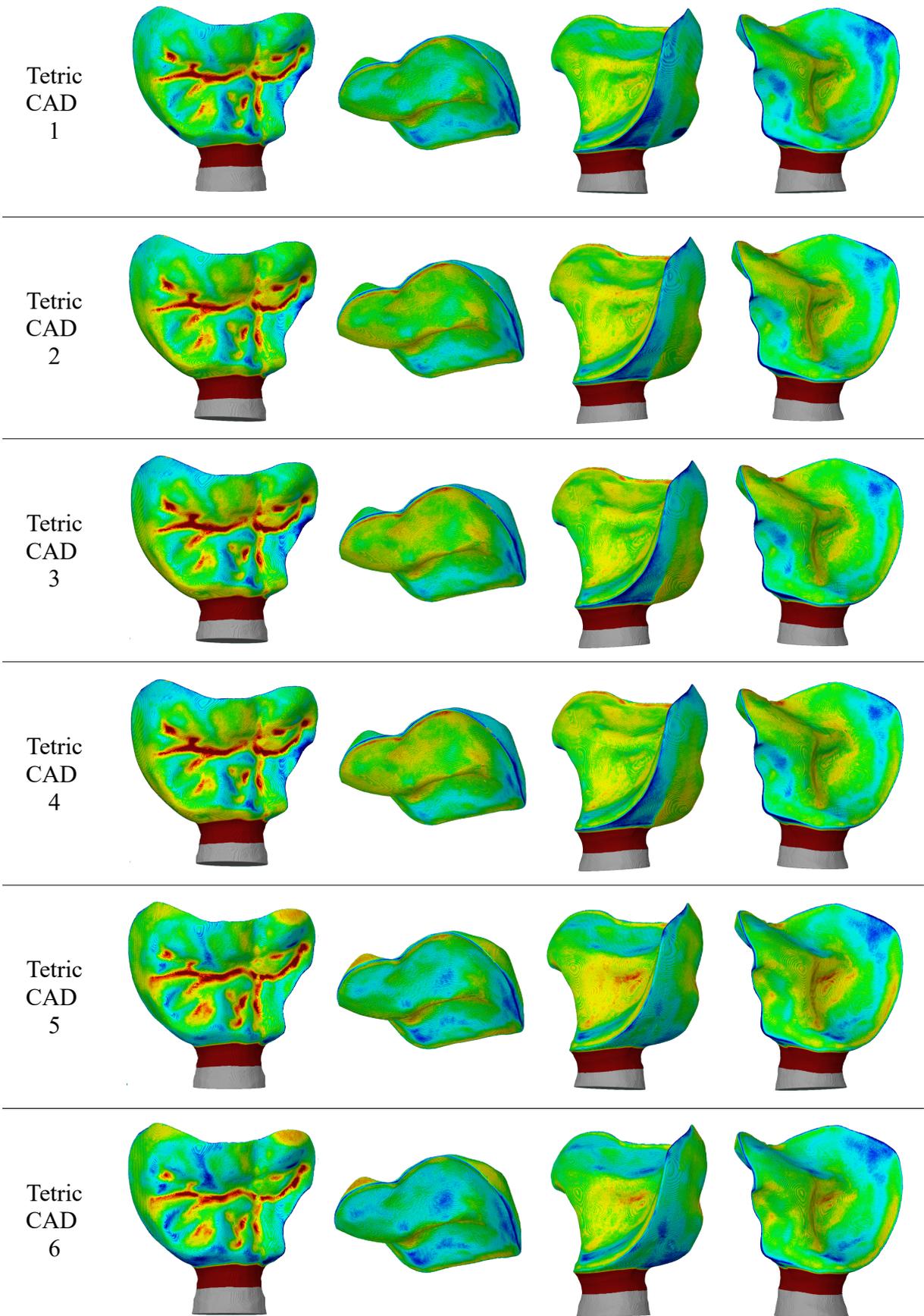


Tableau V.1 : Cartographies des écarts pour les onlays usinés en Tetric CAD

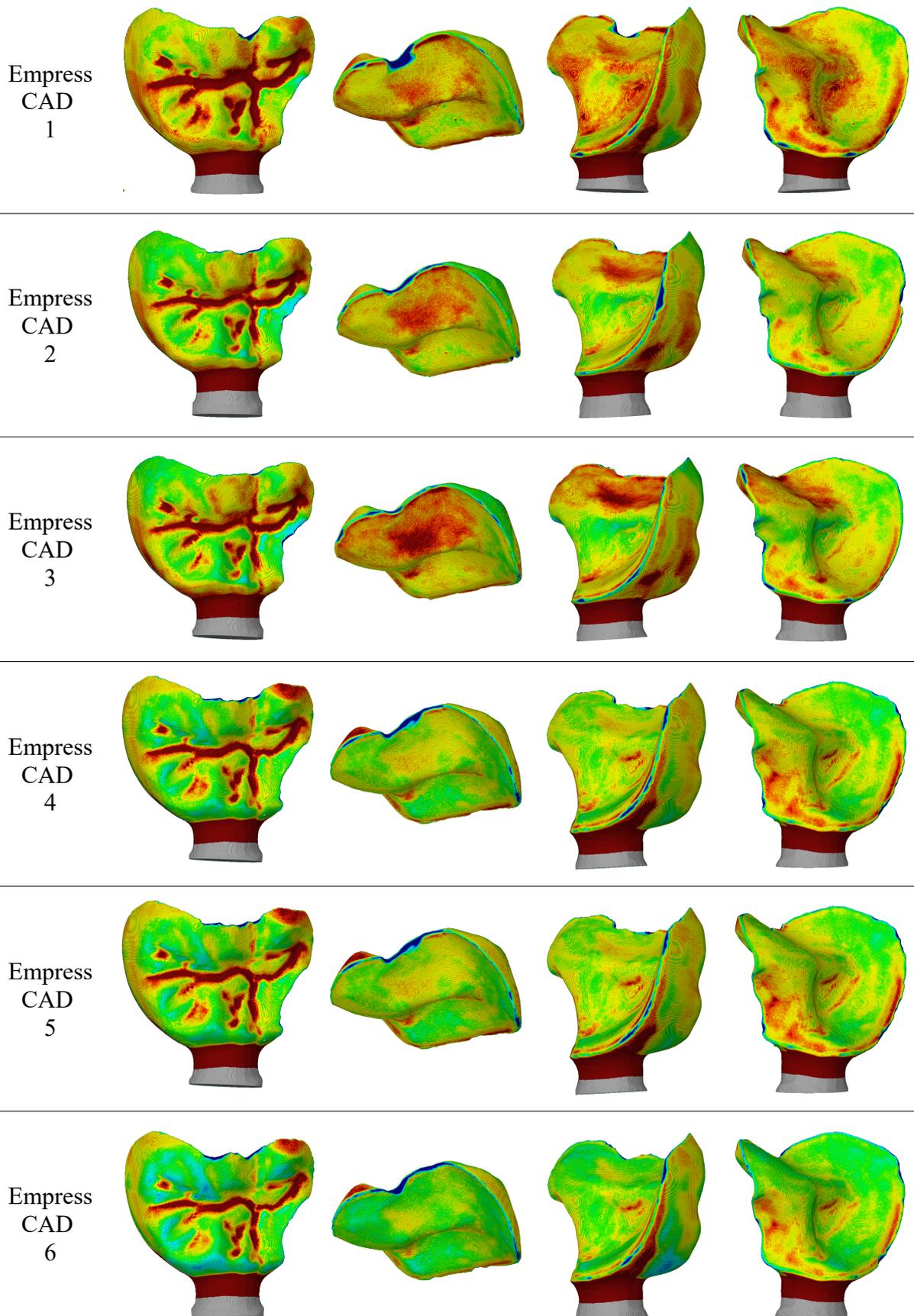


Tableau V.2 : Cartographies des écarts pour les onlays usinés en Empress CAD

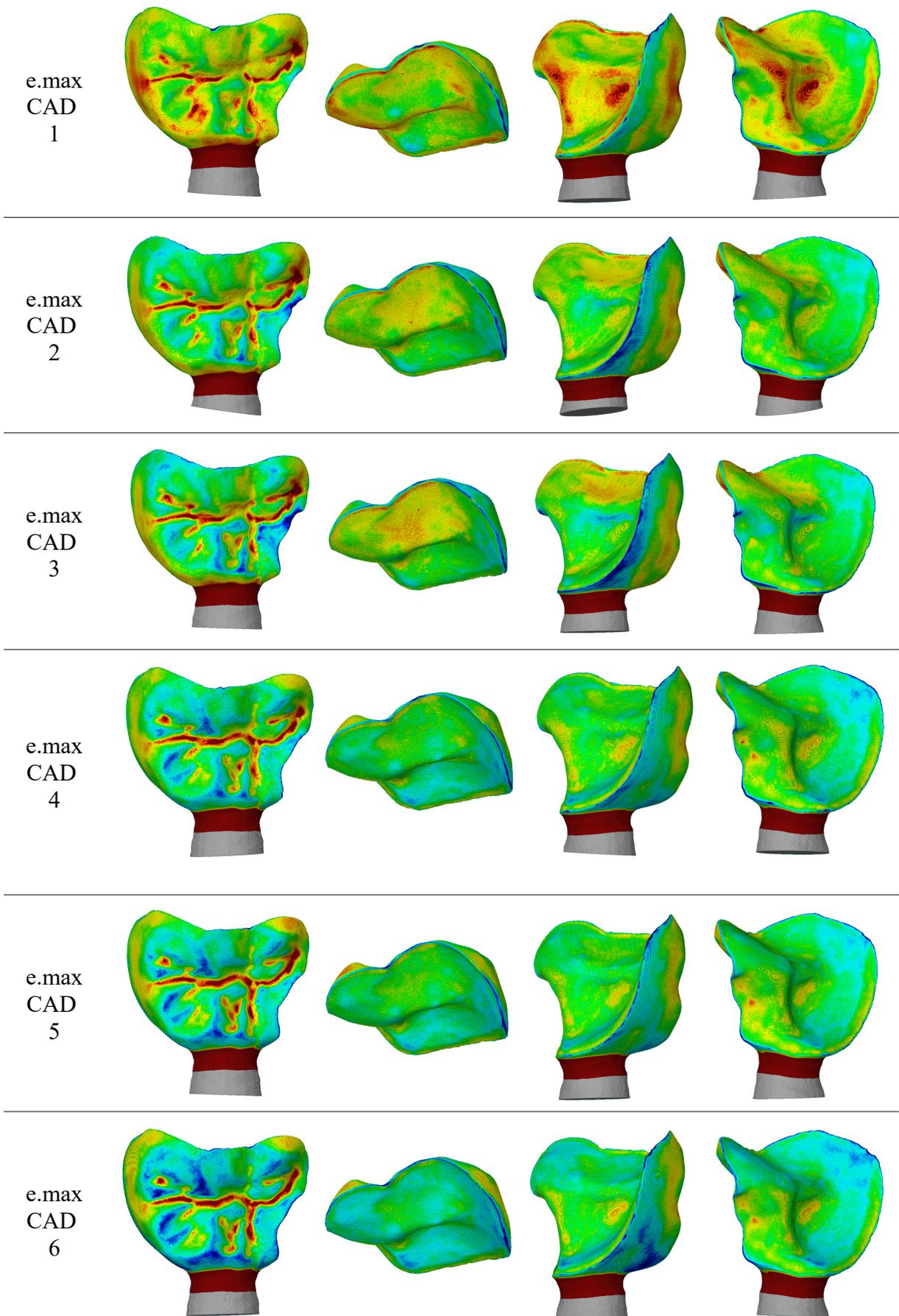


Tableau V.3 : Cartographies des écarts pour les onlays usinés en e.max CAD

Concernant la cartographie globale des échantillons :

- Les échantillons de Tetric CAD sont majoritairement bleus et semblent donc globalement en sous-dimension
- Les échantillons d'e.max CAD sont majoritairement verts et semblent donc globalement adéquats
- Les échantillons d'Empress CAD sont majoritairement bleus et semblent donc globalement en sur-dimension.

Ces différences sont explicables par une différence d'usure entre les matériaux usinés. La loi d'usure générale d'Archard (Équation V.1) explique le taux d'usure avec l'influence relative de divers paramètres (PALIN et al., 2005).

$$\frac{V}{L} = K \frac{W}{H}$$

Équation V.1 : Loi d'usure générale d'Archard

Dans la loi d'usure générale d'Archard : V correspond au volume enlevé de matière (mm³), L correspond à la longueur de frottement (mm), K est un coefficient d'usure sans dimension dépendant du couple abrasif - matériau abrasé, W est la force normale à la surface au niveau du contact (N) et H est la dureté du matériau abrasé.

L'usure différentielle entre les échantillons s'explique par des couples outil-matière différents en fonction de chaque matériau : les échantillons de Tetric CAD sont en résine composite avec un taux d'usure plus élevé que les deux autres. Même si l'usure des composites sous forme de bloc CFAO est inférieure à celle des composites réalisés en technique directe, elle reste supérieure à celle des céramiques (DIONYSOPOULOS and GERASIMIDOU, 2021). Les échantillons sont donc sous-dimensionnés car sur-usinés.

La différence entre les échantillons d'Empress CAD et d'e.max CAD peut s'expliquer par le fait que les échantillons d'e.max CAD sont partiellement cristallisés (sous forme de blue block) pour en faciliter l'usinage. Les échantillons d'e.max auraient un aspect adéquat car le metasilicate de lithium pré-cristallisé aurait un couple outil-matière approprié. Alors que l'Empress CAD aurait un aspect sur-dimensionné car sous-usiné du fait d'une dureté de surface trop importante dans un contexte de céramique usinée à l'état déjà cristallisé.

V.2.2. Cartographies régionalisées

Toujours en se référant au seuil cliniquement détectable de 80 μm (BOITELLE et al., 2014), un intervalle de satisfaction à été construit : les distances comprises entre -40 μm et +40 μm . Les valeurs non comprises dans cet intervalle de satisfaction [-40 μm ;+40 μm] refléteraient un système de CFAO inacceptable car présentant des défauts cliniquement inadmissibles.

Les valeurs médianes des distances de projections de chaque région d'intérêt sont présentées dans le Tableau V.4. Elles sont toutes comprises dans l'intervalle de satisfaction, quelque soit le matériau inspecté. Les matériaux usinés et le système de CFAO sont considérés comme acceptables, car ils présentent des médianes comprises dans l'intervalle de satisfaction.

De plus, les valeurs confirment l'aspect sur-dimensionné des échantillons d'Empress CAD, dont les valeurs de médianes sont systématiquement supérieures à celles des échantillons de Tetric CAD et d'e.max CAD.

	Intrados	ROI occlusale	ROI proximale	ROI Périphérique
Tetric CAD	07.3 μm	17.8 μm	-25.5 μm	-39.8 μm
Empress CAD	31.0 μm	39.6 μm	36.5 μm	15.5 μm
e.max CAD	-08.0 μm	19.1 μm	-15.7 μm	-36.5 μm

Tableau V.4 : Valeurs médianes des distances de projections par ROI et matériau

La présentation sous forme de courbes de tendance permet d'objectiver les paramètres d'exactitude (ISO 5725-1, 1994; ISO 5725-2, 2019) :

- La fidélité est la capacité de donner les mêmes résultats pour la même valeur vraie. Un système fidèle présentera des valeurs peu dispersées et une courbe de tendance étroite, alors qu'une courbe de tendance large réunira les valeurs plus dispersées d'un système non fidèle.
- La justesse est la capacité de donner un résultat moyen proche de la valeur vraie. Un système juste présentera une proximité importante entre le modèle 3D de la prothèse et le modèle 3D de la CAO, et donc des valeurs de projections orthogonales faibles et proche de zéro. Le système sera donc juste quand le pic de la courbe sera centré sur le zéro. Un système présentant peu de justesse présentera des écarts importants et un pic déporté vers les valeurs positives en cas d'excès de matière ou vers les valeurs négatives en cas de défaut de matière.

V.2.2.1. Intrados

La répartition en fréquence des distances de projections orthogonales des prothèses usinées sur la CAO au niveau de la région d'intérêt de l'intrados et leurs courbes de tendance sont représentées dans la Tableau V.5.

La courbe de tendance du Tetric CAD est étroite et centrée sur zéro avec 93,23 % des valeurs comprises dans l'intervalle de satisfaction $[-40 \mu\text{m}; +40 \mu\text{m}]$.

La courbe de tendance de l'e.max CAD est étroite et centrée sur zéro avec 96,50 % des valeurs comprises dans l'intervalle de satisfaction $[-40 \mu\text{m}; +40 \mu\text{m}]$.

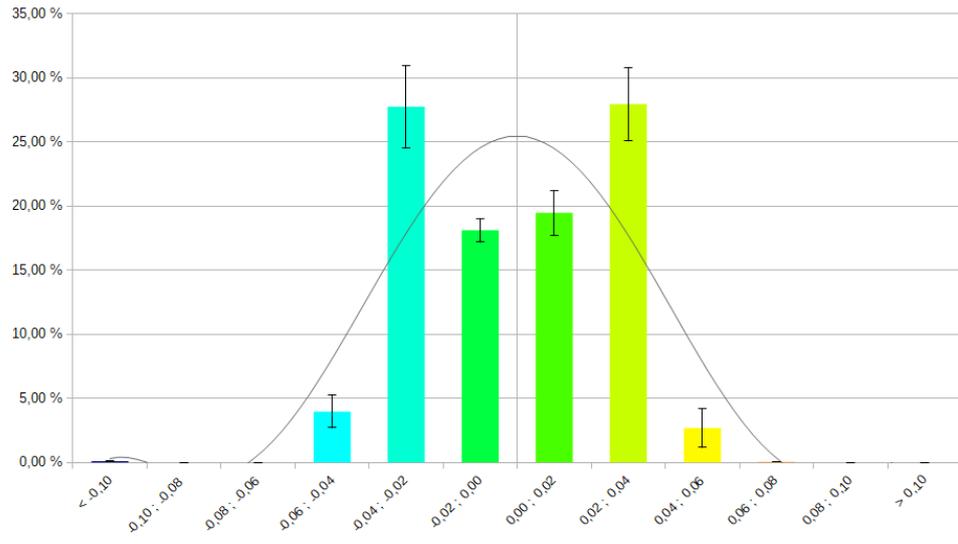
L'usinage de l'intrados des échantillons de Tetric CAD et d'e.max CAD est donc considéré comme juste et fidèle.

Pour l'Empress CAD, la courbe de tendance n'est pas centrée sur zéro et est plus étendue avec 77,07 % des valeurs dans l'intervalle de satisfaction $[-40 \mu\text{m}; +40 \mu\text{m}]$, cela confirme l'aspect sous-usiné de la surface des échantillons d'Empress CAD. L'usinage est moins juste, et moins fidèle que les précédents.

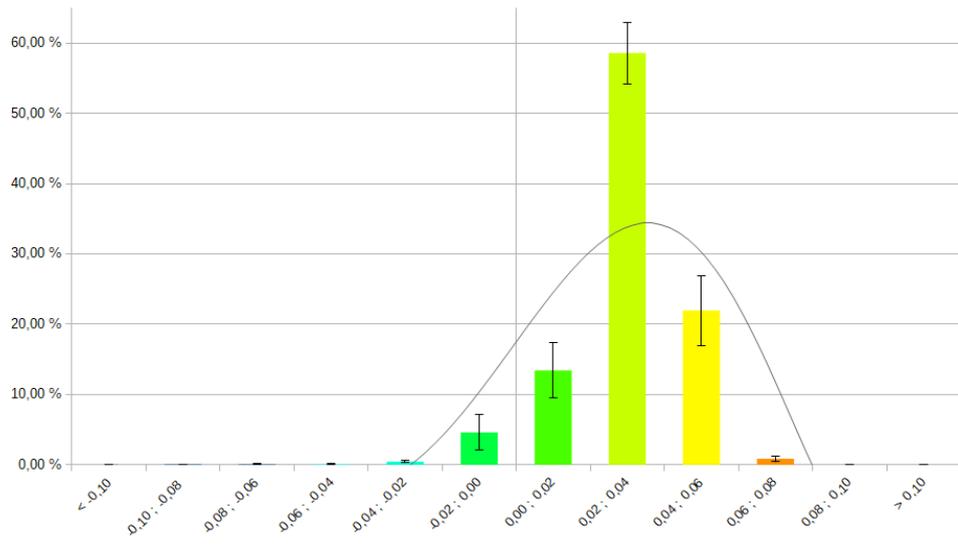
Comme vu dans le paragraphe V.2.1. et confirmé dans le paragraphe précédent, l'usinabilité du couple outil - Empress CAD est plus problématique, et a des répercussions sur les surfaces plates.

Cliniquement, un intrados sous-usiné se traduira par une prothèse difficile à insérer et la nécessité potentielle d'un fraisage à la turbine de la zone d'intérêt clinique. Ce fraisage crée des amorces de fissures et favorisera les fractures dans le temps (ROMEIRO et al., 2009). De plus, l'épaisseur du joint adhésif ne sera pas homogène, ceci favorise sa dégradation (BENAQQA et al., 2005; GONZAGA et al., 2011).

Tetric CAD



Empress CAD



e.max CAD

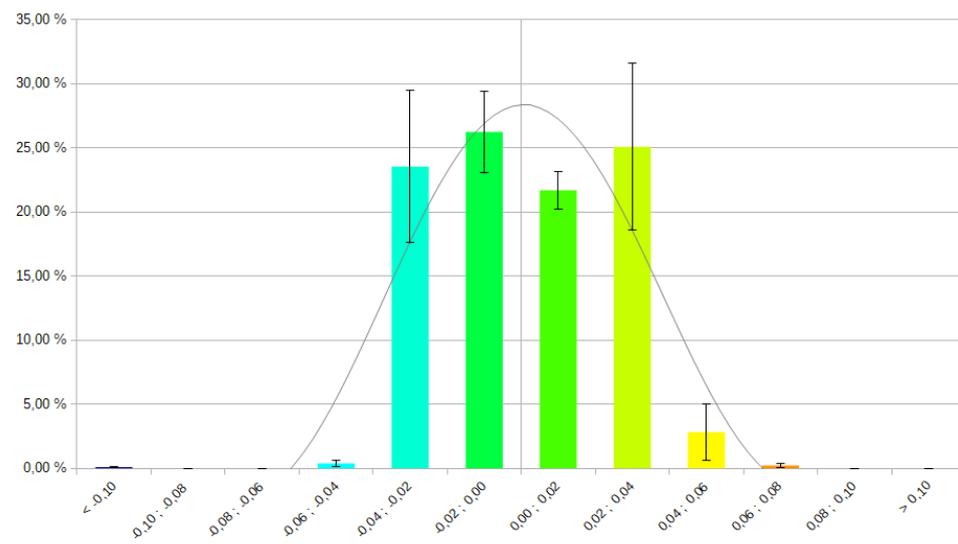


Tableau V.5 : Répartition en fréquence des projections (mm) dans l'intrados

V.2.2.2. Face occlusale

La répartition en fréquence des distances de projections orthogonales des prothèses usinées sur la CAO au niveau de la région d'intérêt de la face occlusale et leurs courbes de tendance sont représentées dans le Tableau V.6.

Concernant la face occlusale, les courbes de tendance du Tetric CAD et de l'e.max CAD sont centrées sur le zéro, cela confirme la fidélité d'usinage de ces prothèses.

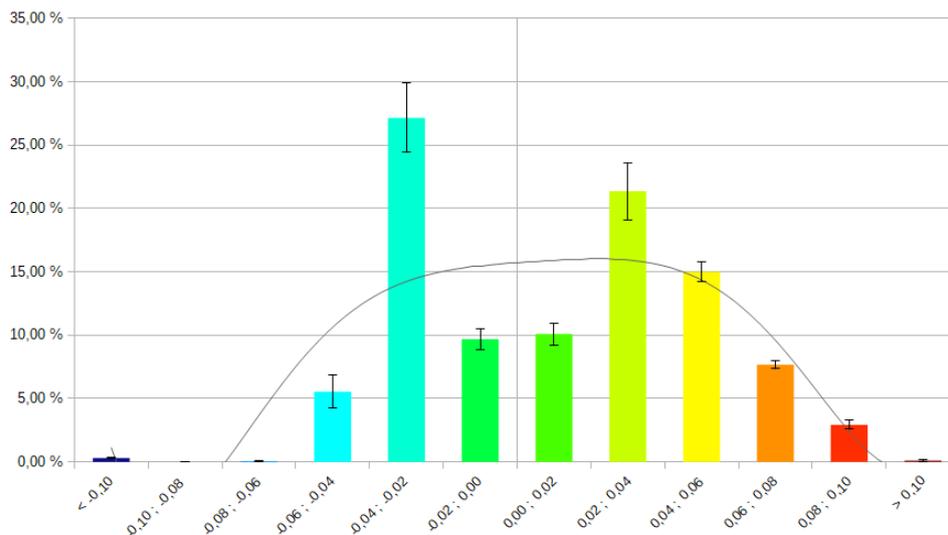
Par contre, le pic de la courbe de tendance du Tetric CAD est étendu avec 68,34 % des valeurs comprises dans l'intervalle de satisfaction $[-40 \mu\text{m}; +40 \mu\text{m}]$. De même pour le pic de la courbe de tendance de l'e.max CAD avec 66,59 % des valeurs comprises dans l'intervalle de satisfaction $[-40 \mu\text{m}; +40 \mu\text{m}]$. Ceci prouve un défaut de justesse dans l'usinage des prothèses dans ces deux matériaux.

Ceci est principalement dû à la présence importante de défauts d'usinage supérieurs à l'intervalle de satisfaction $[-40 \mu\text{m}; +40 \mu\text{m}]$ (25,10 % pour e.max CAD et 25,61 % pour Tetric CAD). En effet, les zones des fosses occlusales sont inaccessibles aux fraises. Le diamètre de la fraise dans sa partie terminale est supérieur aux dimensions de la partie la plus profonde du sillon occlusale. Cela participe à la diminution de l'exactitude d'usinage.

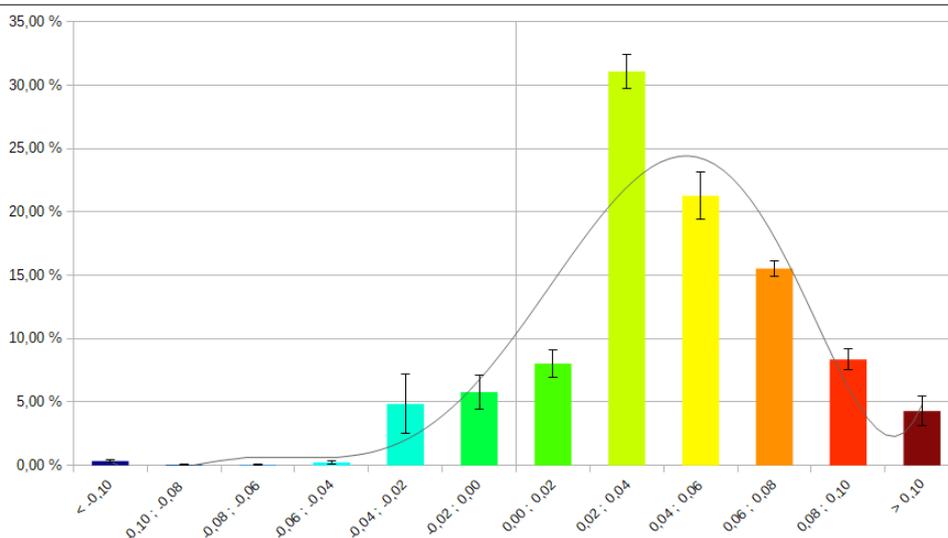
La courbe de tendance de l'Empress CAD est plus étroite que les précédentes, on en déduit que l'usinage sera plus juste. Mais le pic de la courbe est trop éloigné du zéro avec seulement 49,79 % des valeurs dans l'intervalle de satisfaction $[-40 \mu\text{m}; +40 \mu\text{m}]$, l'usinage manque donc de justesse. De plus, les valeurs supérieures à l'intervalle de satisfaction représentent 45,21 % de la distribution des valeurs. On en déduit que les faces occlusales des échantillons d'Empress CAD sont globalement et largement sous-usinées comme pour l'intrados. Et ceci s'ajoute aux mêmes phénomènes de sillons sous-usinés.

Les faces occlusales de tous les groupes sont généralement sous-usinés. Avec un maximum au niveau des sillons dont la stratégie d'usinage ne permet pas une exactitude de reproduction de la CAO. Cliniquement, ces sillons occlusaux sous-usinés auront des répercussions sur l'intégration occlusale de la prothèse, la relation cuspide-fosse normale entre deux dents antagonistes devient impossible. De plus, les retouches à l'aide d'une pièce à main par un technicien ou un praticien ne sont pas conseillées car cela crée des amorces de fissures (BENAQQA et al., 2005; GONZAGA et al., 2011).

Tetric CAD



Empress CAD



e.max CAD

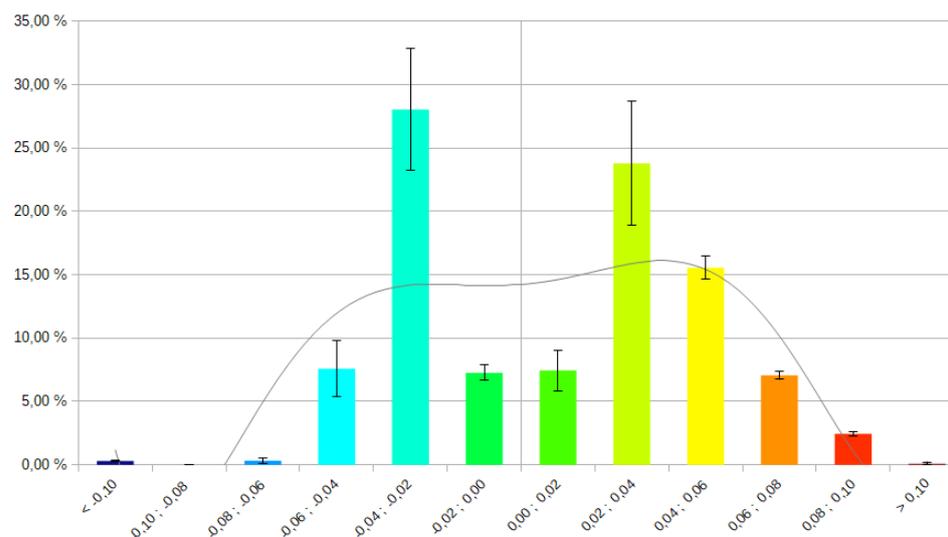


Tableau V.6 : Répartition en fréquence des projections (mm) sur la face occlusale

V.2.2.3. Face proximale

La répartition en fréquence des distances de projections orthogonales des prothèses usinées sur la CAO au niveau de la région d'intérêt de la face proximale et leurs courbes de tendance sont représentées dans le Tableau V.7.

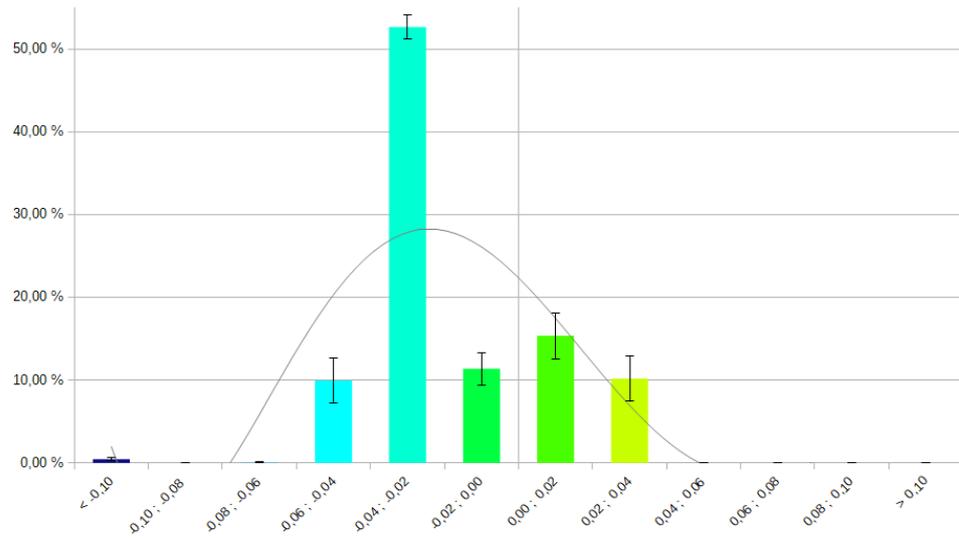
Le pic de la courbe de tendance du Tetric CAD est étroit mais n'est pas centré sur le zéro, alors que 89,55 % des valeurs sont dans l'intervalle de satisfaction $[-40 \mu\text{m}; +40 \mu\text{m}]$. Ceci est dû au fait que 52,65 % des défauts sont compris dans un intervalle entre $-40 \mu\text{m}$ et $-20 \mu\text{m}$. Cet intervalle appartient à l'intervalle de satisfaction mais donne un aspect sur-usiné à cette zone proximale. On peut en conclure que l'usinage du Tetric CAD est juste mais manque de fidélité.

L'e.max CAD a une courbe de tendance étroite centrée sur le zéro, avec 89,70 % des valeurs dans l'intervalle de satisfaction $[-40 \mu\text{m}; +40 \mu\text{m}]$. La reproduction de la zone proximale dans l'e.max CAD est donc juste et fidèle.

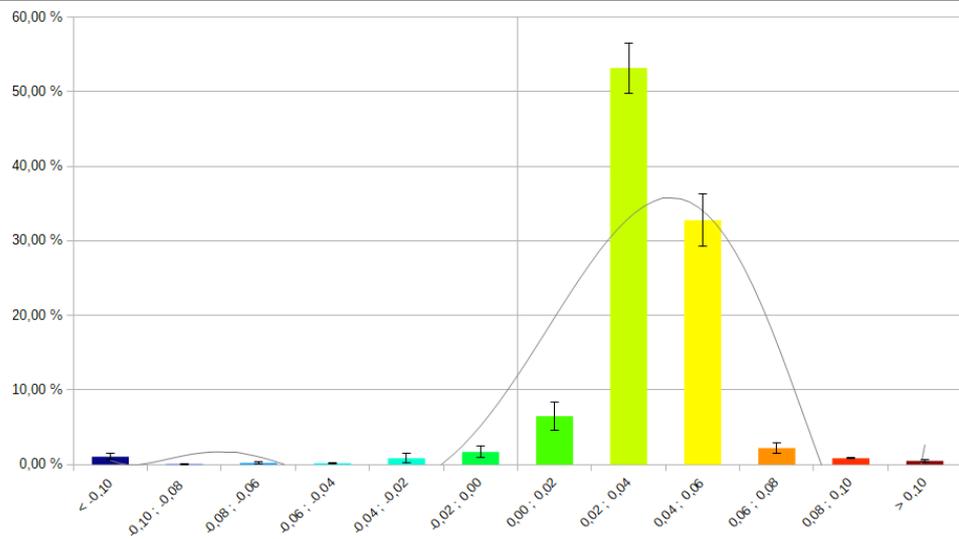
Pour l'Empress CAD, le pic de la courbe de tendance est étroit, cela suggère de la fidélité dans la fabrication. Par contre, la face proximale est à nouveau sous-usinée avec seulement 54,01 % des valeurs dans l'intervalle de satisfaction $[-40 \mu\text{m}; +40 \mu\text{m}]$. De plus, 53,18 % des valeurs sont comprises entre $20 \mu\text{m}$ et $40 \mu\text{m}$. Pour finir, 35,83 % des valeurs sont supérieures à l'intervalle de satisfaction. Il y a de nouveau un défaut de justesse lié au sous-usinage.

Cliniquement, une face proximale sur-usinée entraînera un défaut du point de contact, et ne permettra pas une élimination optimale du bol alimentaire, ce qui favorisera les bourrages alimentaires interdentaires, à l'origine de syndrome du septum (NEWMAN, 2018). Tandis qu'une face proximale sous-usinée entraînera un excès au niveau du point de contact. Cet excès entraînera donc un contact excessif à l'origine d'un défaut d'insertion de la prothèse, il devra être retouché par le praticien lors de la pose de la prothèse. Cette retouche manuelle provoque un défaut d'exactitude au niveau de cette zone primordiale cliniquement et peut créer également des microfissures.

Tetric CAD



Empress CAD



e.max CAD

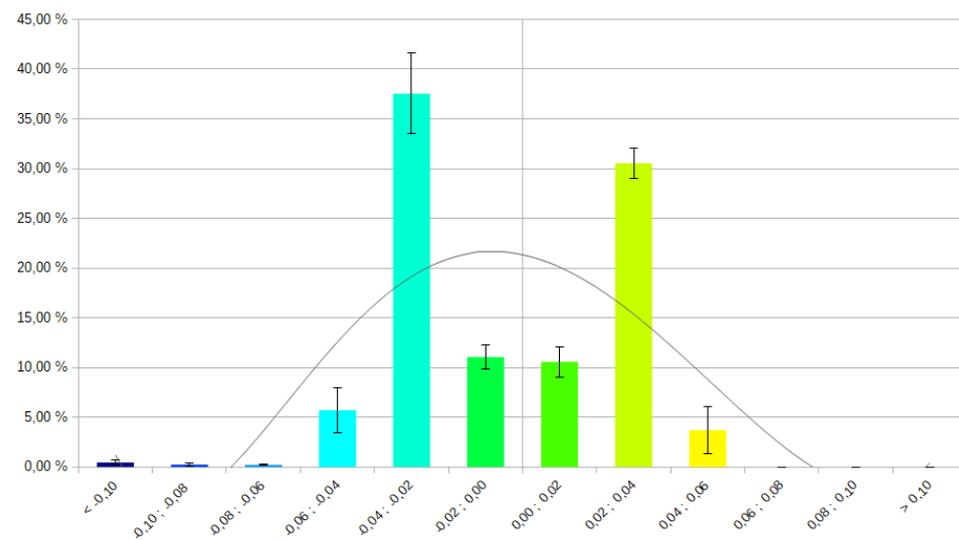


Tableau V.7 : Répartition en fréquence des projections (mm) sur la face proximale

V.2.2.4. Périphérie

La répartition en fréquence des distances de projections orthogonales des prothèses usinées sur la CAO au niveau de la région d'intérêt de la limite marginale et leurs courbes de tendance sont représentées dans le Tableau V.8.

La courbe de tendance du Tetric CAD est étendue et n'est pas centrée sur zéro avec 46,23 % des valeurs comprises dans l'intervalle de satisfaction $[-40 \mu\text{m}; +40 \mu\text{m}]$.

La courbe de tendance de l'e.max CAD est étendue et n'est pas centrée sur zéro avec 50,61 % des valeurs comprises dans l'intervalle de satisfaction $[-40 \mu\text{m}; +40 \mu\text{m}]$

Les valeurs en dehors de l'intervalle de satisfaction sont essentiellement inférieures. On peut donc considérer que les prothèses sont sous-usinées et que la fabrication n'est ni juste, ni fidèle.

Malgré des valeurs numériques comparables, il est nécessaire de s'attarder sur les cartographies globales de ces zones comme le montre la Figure V.5.

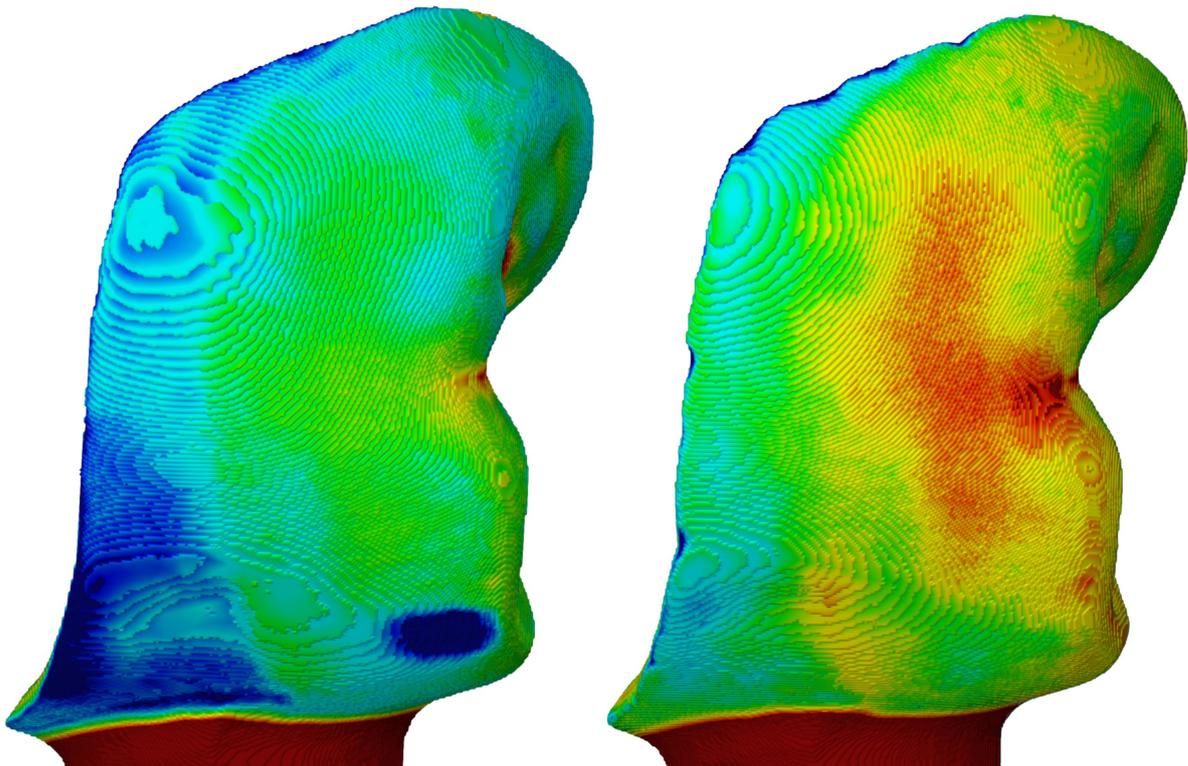
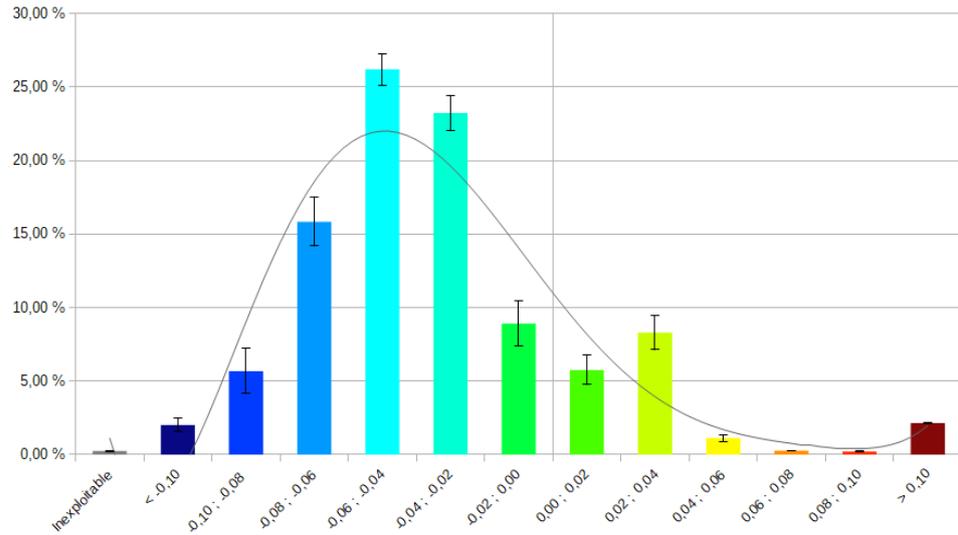
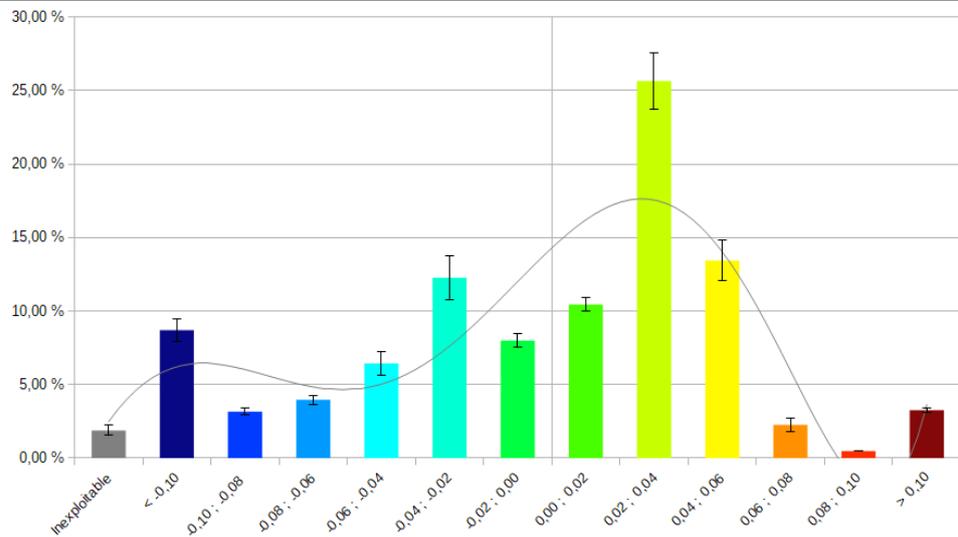


Figure V.5 : Comparaison de la région d'intérêt de la limite marginale sur un échantillon de Tetric CAD (à gauche) et e.max CAD (à droite)

Tetric CAD



Empress CAD



e.max CAD

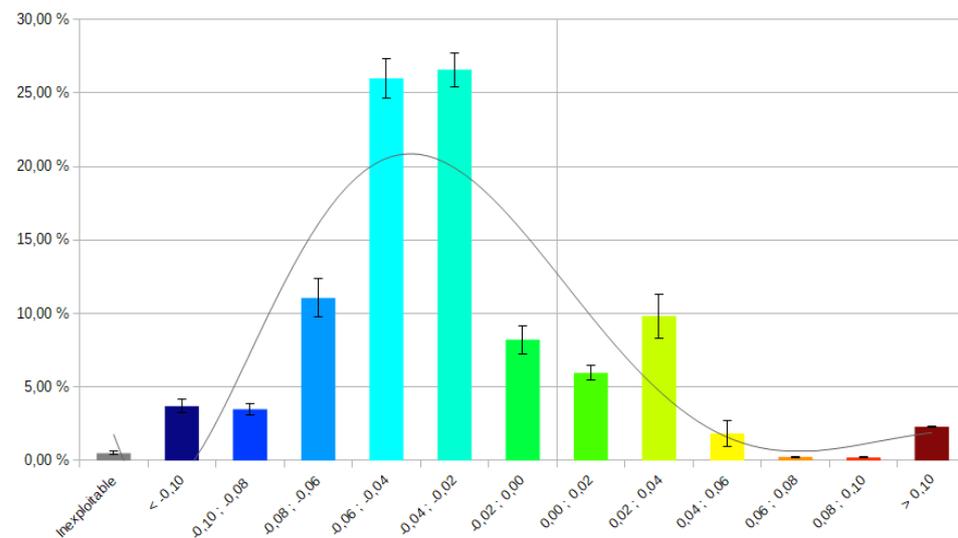


Tableau V.8 : Répartition en fréquence des projections (mm) à la périphérie

Ces valeurs reflètent deux phénomènes différents à l'origine de valeurs similaires. L'échantillon de Tetric CAD présente un amincissement excessif. En effet, la conception de la prothèse impose une épaisseur marginale proche de zéro, comme vu dans le paragraphe IV.4.2.

L'échantillon d'e.max CAD est quand à lui, sujet à un écaillage marginal. C'est cohérent avec le caractère fragile d'un matériau comme la céramique (BINDL and MÖRMANN, 2003). La stratégie d'usinage ne permet pas d'usiner à cette épaisseur extrêmement faible et elle va favoriser ces petites fractures au sein du matériau.

Pour l'Empress CAD, la courbe présente deux pics, cela reflète un problème majeur de fidélité. De plus, même si 56,37 % des valeurs sont comprises dans l'intervalle de satisfaction $[-40 \mu\text{m}; +40 \mu\text{m}]$, il faut noter que la courbe est particulièrement étendue. Ceci note une fabrication non juste et cela est dû au sous-usinage global de la prothèse.

Le pic de droite correspond à ce qui est constaté sur l'ensemble de la prothèse, c'est à dire un sous-usinage global. Alors que le pic de gauche correspond à un sur-usinage sur la partie la plus fine de la prothèse. Et plus exactement, à la somme de tous les événements d'écaillage cumulés sur cette portion extrêmement fine de la prothèse comme pour l'e.max CAD.

Enfin, le Tableau V.8 présente à gauche, une colonne supplémentaire de valeurs qualifiées « *inexploitables* ». Ces valeurs ont été définies ainsi parce que ce sont des projections orthogonales du maillage de l'onlay numérisé sur le maillage du modèle CAO, dont le logiciel GOM Inspect n'a pas pu déterminer de valeurs numériques.

Effectivement, certains défauts sont si excessifs qu'ils empêchent le logiciel GOM Inspect de trouver un point pour établir une distance par projection orthogonale comme le montre la Figure V.6.

Ces valeurs sont donc imputables à l'écaillage et peuvent être associées à des valeurs inférieures à $-10 \mu\text{m}$, la somme de ces valeurs représente 2,27 % pour le Tetric CAD, 4,21 % pour l'e.max Cad et 10,61 % pour l'Empress CAD.

Il est important de rappeler que les stratégies d'usinage sont identiques pour chaque échantillon, alors que le couple outil-matière a un impact majeur sur l'écaillage (GASPAR and WEICHERT, 2013; JAHANMIR, 2010).

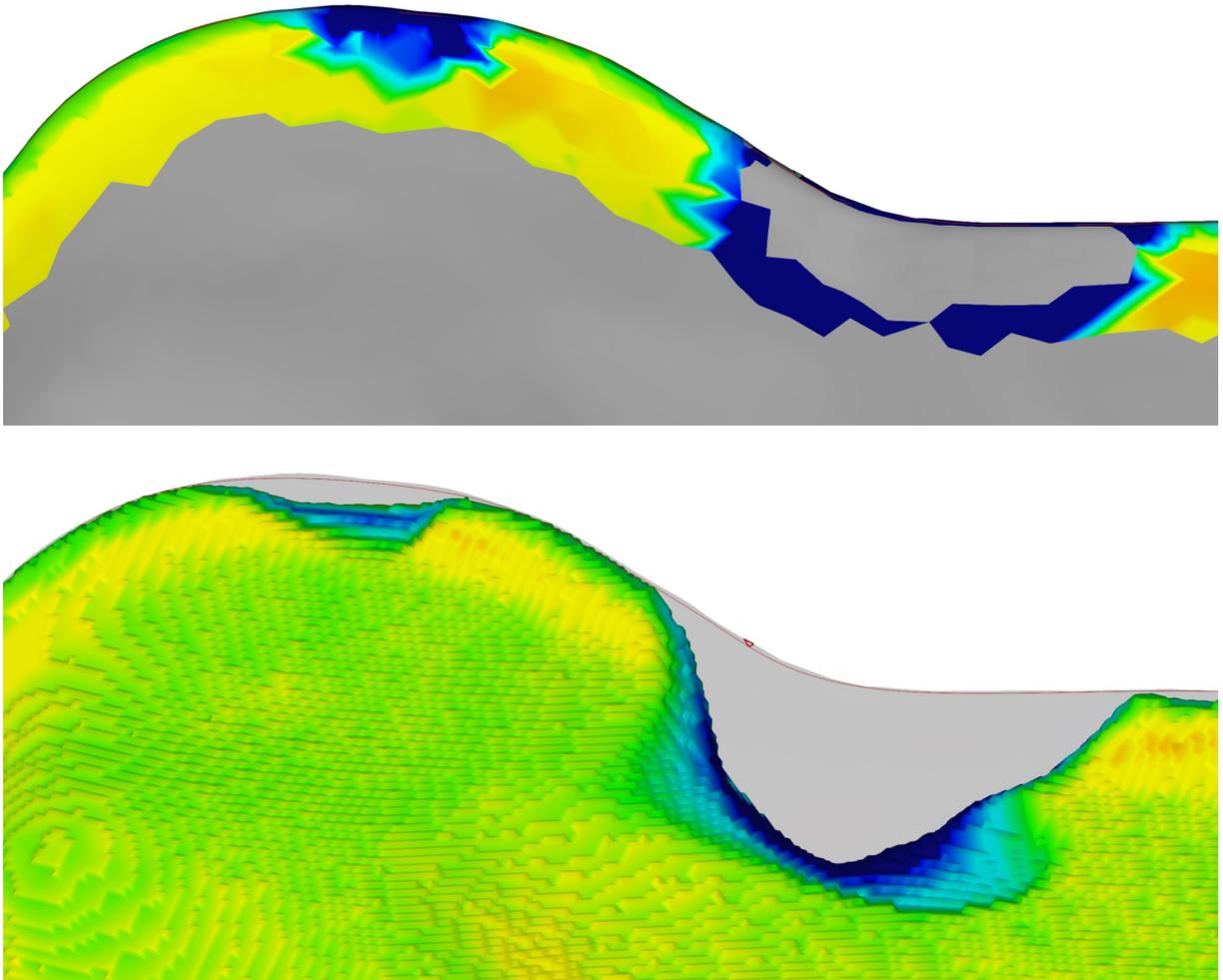


Figure V.6 : Cartographie d'une limite marginale projetée sur la CAO présentant un défaut "inexploitable" en haut et cartographie projetée sur le maillage de la prothèse (en bas)

Cliniquement, l'écaillage réduit l'ajustement marginal et la surface de collage. Il augmente la rétention de la plaque et peut créer un hiatus disgracieux entre la prothèse et les tissus dentaires résiduels. Cela réduit inévitablement la durée de vie de la prothèse (DONG and RUSE, 2003; LEBON et al., 2015).

V.3. Conclusion

Au regard de tous les résultats de cette étude in vitro, les conclusions suivantes peuvent être tirées :

- Les stratégies d'usinage telles que les trajectoires d'outils, la granulométrie, la taille, la vitesse de rotation ou d'avance n'étaient pas adaptées à la matière à usiner, au sein d'une même machine. De plus, les stratégies d'usinage ne s'adaptent pas aux régions d'intérêts cliniques concernées. La périphérie semble être une zone assez sensible et devrait bénéficier d'une stratégie particulière.
- Le matériau en résine composite (Tetric CAD) a une exactitude dimensionnelle satisfaisante malgré un léger sur-usinage dû au couple matière-outil et à sa faible dureté de surface. De plus, ce matériau présente le moins d'écaillage périphérique.
- Le matériau en vitrocéramique enrichie en leucite (Empress CAD) a une faible justesse dimensionnelle avec un sous-usinage global, la précision la plus faible, et les plus grandes étendues d'écaillage périphérique. C'est probablement dû à la dureté élevée du matériau usiné après la cristallisation finale et au couple outil-matière.
- Le matériau en vitrocéramique enrichi au disilicate de lithium (e.max CAD) a une exactitude dimensionnelle satisfaisante, similaire à celle de la résine composite. Ceci est sûrement dû au fait que le matériau est usiné à l'état pré-cristallisé pour améliorer son processus d'usinage. De plus, cette céramique est présentée par l'industriel Ivoclar comme « la céramique la plus vendue au monde », et la plupart des MOCN seront donc optimisées pour son usinage. Pour finir, il présente quand même une quantité d'écaillage plus grande que le composite à cause de la nature de la céramique et de la stratégie d'usinage de la limite marginale.

Le protocole présenté dans ce mémoire a permis d'aboutir sur une application concrète, avec comparaison de trois types de matériaux de restaurations accessibles à la CFAO. Le composite et l'e.max semblent donner les meilleures exactitudes d'usinage. L'exactitude d'usinage de la céramique dépend de la temporalité entre usinage et cristallisation, une cristallisation après usinage semble plus favorable. Pour finir, l'ensemble de ces échantillons ont bénéficié de la même stratégie d'usinage. Pourtant, l'impact des conditions de coupes (vitesse de coupe, d'avance, trajectoire...) est majeur et connu. A fortiori, la stratégie d'usinage devrait changer entre des matériaux de nature complètement différente.

Conclusion et perspectives

L'âge d'or de la manufacture et de la fabrication artisanale des prothèses dentaires est derrière nous. Or les outils destinés à évaluer la qualité des prothèses restent adaptés à ces procédés et façons de travailler. Pourtant, malgré un recul conséquent des techniques de fabrication CFAO, les méthodes d'évaluation de cette qualité prothétique sont restées les mêmes.

Dans un premier temps, les travaux ont permis d'établir le contexte de ce travail de recherche. Notamment, concernant les tissus dentaires à restaurer, ainsi que la façon de les restaurer. La prothèse est une méthode fiable et éprouvée de reconstitution des tissus dentaires. Mais la survie et le succès de celle-ci sont conditionnés par l'intégration prothétique, elle-même soumise à de nombreux critères. Ces critères de l'intégration prothétique sont cliniques et reposent sur le respect de nombreuses notions de formes anatomiques dont le contrôle est en général empirique. En réalité, ces critères correspondent au respect de la forme et des dimensions de zones topologiques clés de la restauration prothétique. A l'heure actuelle, l'évaluation du joint dento-prothétique est le seul critère quantifiable, mais il repose sur la confrontation de la prothèse à la préparation et nécessite un assemblage (physique ou numérique) difficile à reproduire. C'est pourquoi le travail de recherche devait permettre la conception d'une méthode d'analyse robuste et reproductible pour examiner tous les critères de l'intégration prothétique.

Les outils de la CFAO ouvrent la voie de cette reproductibilité, contrairement au travail artisanal. Les étapes sont isolables les unes des autres et les dispersions en deviennent quantifiables. Travailler uniquement sur la FAO permet de minimiser les dispersions. Qui plus est, cette méthode doit pouvoir s'appliquer aux différents matériaux accessibles à la CFAO. En effet, malgré des propriétés mécaniques et optiques sans cesse améliorées, certains écueils persistent et on sait que l'usinage n'est pas sans conséquence sur la survie de la future restauration.

Dans la deuxième partie, l'usage des notions de métrologie s'est imposé et les critères de conception d'une évaluation métrologique se sont dessinés. Notamment la notion d'exactitude correspond à notre souhait de recherche de qualité, à travers deux paramètres fondamentaux : la justesse et la fidélité dans la production de la restauration. Donc le

minimum de différence entre la prothèse produite par la CFAO et une prothèse idéale devient la finalité de la production prothétique. Dans le cadre du fractionnement de la CFAO avec une étude s'intéressant à la fabrication uniquement, la conception devient l'idéal à atteindre. Les outils du numérique nous permettent de confronter virtuellement ce modèle 3D de la CAO à un autre modèle. En l'occurrence, il devient théoriquement possible de le confronter à une numérisation de la prothèse fabriquée.

En reprenant les étapes de la constitution d'un cahier des charges d'analyse métrologique, les différents critères ont abouti au choix d'un système d'acquisition sans contact, non destructif permettant l'obtention des coordonnées volumétriques ou surfaciques. La résolution et l'opportunité de travailler sans difficulté avec la brillance de surface orientent essentiellement le choix vers l'utilisation de la microtomographie à rayons X. Les principes généraux de ces scanners et l'identification des artefacts ont rendu obligatoire la calibration préalable de la chaîne de mesure avant de pouvoir l'extrapoler aux objets à étudier.

L'hypothèse de base de la méthodologie était la création d'une évaluation métrologique des prothèses dentaires, en confrontant le modèle 3D issu de la CAO à un modèle 3D de la prothèse usinée issue de la FAO grâce à une acquisition par microtomographie à rayons X. Cette méthodologie nécessitait plusieurs étapes de calibration de la chaîne de mesure. Ces étapes de calibration ont fait appel à la technique du fantôme de calibration où un objet de référence de forme et de dimensions connues, permet de confronter ces informations à la mesure que l'on en fait. Premièrement, la calibration s'est faite au niveau de l'acquisition par microtomographie à rayons X, en cherchant à minimiser la quantité et l'importance des artefacts radiologiques. Pour se faire une analyse pycnométrique de différents matériaux accessibles à la CFAO a permis de confirmer l'uniformité d'ordre de grandeur de ces matériaux en céramique, et l'opportunité de les comparer avec un objet en nitrure de silicium.

L'objet de référence en nitrure de silicium choisi était une bille de roulement pour roulement à bille de grade 5. L'écart de déviation du diamètre d'une bille pour le grade 5 et l'écart de forme sphérique pour le grade 5 ne dépasse pas $0,13 \mu\text{m}$. Un seuil considéré comme acceptable après analyse de la littérature par rapport au $80 \mu\text{m}$ cliniquement objectivables par le praticien ou aux $20 \mu\text{m}$ perceptibles par le patient lors de l'occlusion dentaire. Après acquisition microtomographique, l'analyse métrologique a été conduite à l'aide du logiciel d'analyse de grade 1, la classe avec les plus faibles écarts de mesure. L'écart moyen entre la sphère de Gauss obtenue par la méthode des moindres carrés et la sphère construite aux

dimensions attendues est estimé à 25 µm. Cet écart est donc considéré comme acceptable de 25 µm, par rapport aux ordres de grandeurs déterminés en amont.

Une fois cette calibration validée, le protocole expérimental s'est affiné en le confrontant à des formes de restaurations anatomiques, en respectant l'hypothèse d'une CAO de référence et d'une prothèse usinée et numérisée par microtomographie à rayons X. L'approche résolument moderne de ce travail rendait impératif l'utilisation de formes de prothèses contemporaines, en respectant l'ensemble des critères de conception actuels. C'est pourquoi un onlay a été choisi avec des formes compatibles avec les restaurations adhésives et pas une préparation plus reproductible pour couronne. L'obtention d'une « prothèse type » était une difficulté supplémentaire mais un enjeu nécessaire pour confronter ce protocole à une géométrie réaliste issue de la pratique clinique quotidienne. Après usinage d'un bloc de vitrocéramique enrichie en leucite (Empress CAD Ivoclar), les étapes d'acquisitions, de reconstructions volumiques et d'analyses métrologiques de la prothèse type ont respecté les critères établis par la calibration.

Les résultats de ce protocole expérimental a démontré l'intérêt de diviser la prothèse en régions d'intérêts cliniques. Ces régions correspondant aux zones topologiques répondant aux divers critères d'intégration prothétiques. La région d'intérêt clinique occlusale permet de constater qu'une conception avec une anatomie marquée n'est pas reproductible car le diamètre de la fraise est supérieur au diamètre des sillons occlusaux à reproduire. Ou encore concernant la région d'intérêt de la limite marginale, où les conceptions avec des limites fines ne sont pas reproductibles car favorables à l'écaillage périphérique. Enfin, la FAO ne semble jamais prendre en compte le type de matériau dans la stratégie d'usinage.

Fort de ces constats, une application clinique sur trois cohortes d'échantillons de matériaux a été menée en partenariat avec l'industriel Ivoclar. Les trois matériaux choisis ont été l'Empress CAD (Ivoclar), une vitrocéramique « conventionnelle », l'e.max CAD (Ivoclar), une vitrocéramique fortement utilisée par les prothésistes et les cliniciens, frittée après usinage, et le Tetric CAD (Ivoclar), une résine composite. Les premières cartographies globales des échantillons ont permis de constater que les échantillons de Tetric CAD semblaient sous-dimensionnés, les échantillons d'e.max CAD semblaient adéquats et les échantillons d'Empress CAD semblaient sur-dimensionnés. Ceci est cohérent avec le fait que les échantillons bénéficient tous de la même stratégie d'usinage malgré des duretés et des

couples outil-matière différents. La loi d'usure générale d'Archard permet pourtant d'anticiper ce type de résultats.

Le second volet de cette application clinique a permis une analyse des valeurs de distances des projections orthogonales du maillage de la prothèse numérisée sur le maillage de la CAO, fractionnées en région d'intérêt clinique. Ces régions d'intérêt sont l'intrados, la région occlusale, la région proximale et la limite marginale. Le Tetric CAD a une exactitude dimensionnelle satisfaisante malgré son aspect sur-usiné et présente le moins d'écaillage périphérique. L'usinage de l'Empress CAD a une faible justesse avec un sous-usinage global, la précision la plus faible, et présente le plus d'écaillage périphérique. Pour finir, l'e.max CAD a une exactitude dimensionnelle satisfaisante, similaire à celle de la résine composite grâce à l'usinage avant cristallisation mais présente un écaillage plus important que pour le composite.

Pour conclure, le protocole établi est fiable, reproductible et robuste. Il permet de réaliser de nombreuses analyses des matériaux différents et des machines à commande numérique diverses. A long terme, outre une comparaison d'usinabilité de matériaux, ce protocole devrait permettre une comparaison de cohortes d'échantillons de même nature mais usinés par des MOCN différentes ou encore, des cohortes d'échantillons de même nature usinés par la même MOCN mais en faisant varier les stratégies d'usinage proposées au sein des logiciels de fabrication assistée par ordinateur. Pour finir, des perspectives s'ouvrent en sortant du cadre de l'étude de la fabrication assistée par ordinateur mais peuvent également permettre des analyses métrologiques entre différents échantillons avec des mesures d'évolutions dimensionnelles comme une céramique avant et après l'étape de frittage, ou encore quantifier les effets des phénomènes d'érosion ou d'usure. De plus, la conception du protocole permet son emploi sur des formes prothétiques variées.

Index des figures

Figure I.1 : Les maillons de la chaîne CFAO.....	17
Figure I.2 : Dispersions potentielles dans la chaîne CFAO.....	19
Figure I.3 : Structure des céramiques dentaires.....	22
Figure I.4 : Structures des composites dentaires.....	25
Figure II.1 : Familles de numérisations sans contact.....	33
Figure III.1 : Vue d'ensemble de la méthode d'analyse métrologique des prothèses.....	44
Figure III.2 : Bille de roulement en nitrure de silicium Cerbec®.....	45
Figure III.3 : Surface de la bille (à gauche) et surface de la sphère Gauss (à droite).....	50
Figure III.4 : Agrandissement des écarts de forme sur la bille en céramique numérisée.....	51
Figure III.5 : Défaut occasionnel en 3D (à gauche) et avant reconstruction (à droite).....	52
Figure III.6 : Cartographie des écarts de forme sur la bille en céramique numérisée.....	53
Figure IV.1 : Divergence des parois, réduction occlusale et angles internes arrondis.....	58
Figure IV.2 : Section de coupe longitudinale et transversale de l'émail.....	60
Figure IV.3 : Biseau vestibulaire et butt joint palatin.....	61
Figure IV.4 : Recouvrement ultra-conservateur (a), conventionnel (b) et esthétique (c).....	62
Figure IV.5 : Préparation pour l'onlay type.....	63
Figure IV.6 : Préparation pour l'onlay type.....	64
Figure IV.7 : Empreinte optique de la préparation pour l'onlay type.....	65
Figure IV.8 : Conception assistée par ordinateur de l'onlay type.....	66
Figure IV.9 : Bloc usinable Empress CAD.....	68
Figure IV.10 : Onlay type usiné.....	68
Figure IV.11 : Analyse des distances entre le modèle CAO et la surface numérisée.....	71
Figure IV.12 : Analyse des zones marginales.....	72
Figure IV.13 : Épaisseur des zones marginales du modèle CAO.....	73
Figure V.1 : Fraises d'usinage des vitrocéramiques de la Programill PM7.....	76
Figure V.2 : Numérotation des emplacements du chargeur de la MOCN.....	77
Figure V.3 : Région d'intérêt : Limite marginale (a), Intrados (b), zone occlusale (c) et zone proximale (d).....	79
Figure V.4 : Histogramme commun des couleurs associées aux valeurs des cartographies.....	81
Figure V.5 : Comparaison de la région d'intérêt de la limite marginale sur un échantillon de Tetric CAD (à gauche) et e.max CAD (à droite).....	93

Figure V.6 : Cartographie d'une limite marginale projetée sur la CAO présentant un défaut "inexploitable" en haut et cartographie projetée sur le maillage de la prothèse (en bas).....96

Index des tableaux

Tableau I.1 : Répercussions cliniques des critères de l'intégration par zones topologiques.....	14
Tableau II.1 : Comparatif des systèmes de mesures selon le cahier des charges.....	35
Tableau III.1 : Densité des différents blocs CFAO.....	47
Tableau III.2 : Étapes Image J de la reconstruction volumique.....	49
Tableau III.3 : Écart dimensionnel sur la bille de céramique en nitrure de silicium.....	50
Tableau III.4 : Écart de forme sur la bille de céramique en nitrure de silicium.....	55
Tableau III.5 : Écarts dimensionnels des sphères de Chebyshev avec la sphère de gauss.....	56
Tableau IV.1 : Étapes de la reconstruction volumique de l'onlay type.....	69
Tableau IV.2 : Étapes de l'analyse métrologique de l'onlay type.....	70
Tableau V.1 : Cartographies des écarts pour les onlays usinés en Tetric CAD.....	82
Tableau V.2 : Cartographies des écarts pour les onlays usinés en Empress CAD.....	83
Tableau V.3 : Cartographies des écarts pour les onlays usinés en e.max CAD.....	84
Tableau V.4 : Valeurs médianes des distances de projections par ROI et matériau.....	86
Tableau V.5 : Répartition en fréquence des projections (mm) dans l'intrados.....	88
Tableau V.6 : Répartition en fréquence des projections (mm) sur la face occlusale.....	90
Tableau V.7 : Répartition en fréquence des projections (mm) sur la face proximale.....	92
Tableau V.8 : Répartition en fréquence des projections (mm) à la périphérie.....	94

Index des équations

Équation II.1 : Loi de décroissance exponentielle

Équation II.2 : Loi de décroissance exponentielle appliquée au faisceau de photons

Équation II.3 : Loi de Beert-Lambert

Équation II.4 : Formulation de projection d'un objet dans un repère tournant

Équation II.5 : Transformée de Radon appliquée aux projections

Équation II.6 : Formule de calcul du contraste

Équation III.1 : Relation de Bragg et Pierce

Équation V.1 : Loi d'usure générale d'Archard

Références bibliographiques

- AHLERS, M.O., MÖRIG, G., BLUNCK, U., HAJTÓ, J., PRÖBSTER, L., FRANKENBERGER, R., 2009.** Guidelines for the preparation of CAD/CAM ceramic inlays and partial crowns. *International Journal of Computerized Dentistry* 12, 309–325.
- ALAIROUS, M., FINKELMAN, M., KUDARA, Y., CAMPOS, H.C., KIM, Y., DE SOUZA, A.B., 2021.** Influence of zirconia crown artifacts on cone beam computed tomography scans and image superimposition of tomographic image and tooth surface scan: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 125, 684–684.
- ALAJAJI, N.K., BARDWELL, D., FINKELMAN, M., ALI, A., 2017.** Micro-CT Evaluation of Ceramic Inlays: Comparison of the Marginal and Internal Fit of Five and Three Axis CAM Systems with a Heat Press Technique. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 29, 49–58.
- ARNOLD, B.A., 1991.** Calibration phantom for computer tomography system. Brevet 4985906.
- A.S.T.M., 2019.** Standard Terminology of Advanced Ceramics. American Society for Testing and Materials.
- AUDFRAY, N., 2012.** Une approche globale pour la métrologie 3D automatique multi-systèmes (PhD Thesis). École normale supérieure Paris-Saclay, Gif-sur-Yvette, Essonne, France.
- AWADA, A., NATHANSON, D., 2015.** Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 114, 587–593.
- BARRETT, J.F., KEAT, N., 2004.** Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics* 24, 1679–1691.
- BELSER, U., 2010.** Changement de paradigmes en prothèse conjointe. *Réalités Cliniques* 21, 70–95.
- BENAQQA, C., CHEVALIER, J., SAËDAOUI, M., FANTOZZI, G., 2005.** Slow crack growth behaviour of hydroxyapatite ceramics. *Biomaterials* 26, 6106–6112.
- BÉZIER, P., 1974.** Mathematical and practical possibilities of UNISURF. *Computer Aided Geometric Design* 127–152.
- BINDL, A., MÖRMANN, W.H., 2003.** Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. *Eur J Oral Sci* 111, 163–169.
- BODIN, T., BOUILLÉ, A.-I., FANELLI, G., 2009.** Reconstitution d'une dent par matériau incrusté (Inlay-Onlay). Haute Autorité de santé, Haute Autorité de santé.
- BOITELLE, P., 2015.** Evaluation tridimensionnelle du joint dento-prothétique en technique

- CFAO: la méthode “Triple scan” : intérêts et limites (PhD Thesis). Université Paris 13, Villetaneuse, Seine-Saint-Denis, France.
- BOITELLE, P., MAWUSSI, B., TAPIE, L., FROMENTIN, O.,** 2014. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *Journal of Oral Rehabilitation* 41, 853–874.
- BOITELLE, P., TAPIE, L., MAWUSSI, B., FROMENTIN, O.,** 2018. Evaluation of the marginal fit of CAD-CAM zirconia copings: Comparison of 2D and 3D measurement methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 119, 75–81.
- BORBA, M., MIRANDA, W.G., CESAR, P.F., GRIGGS, J.A., BONA, A.D.,** 2013. Evaluation of the adaptation of zirconia-based fixed partial dentures using micro-CT technology. *Brazilian Oral Research* 27, 396–402.
- CAMPBELL, F.C.,** 2004. Chapter 1 - Introduction to Composite Materials and Processes: Unique Materials that Require Unique Processes, in: Campbell, F.C. (Ed.), *Manufacturing Processes for Advanced Composites*. Elsevier Science, Amsterdam, pp. 1–37.
- CHANG, Y.-H., LIN, W.-H., KUO, W.-C., CHANG, C.-Y., LIN, C.-L.,** 2009. Mechanical interactions of cuspal-coverage designs and cement thickness in a cusp-replacing ceramic premolar restoration: a finite element study. *Medical & Biological Engineering & Computing* 47, 367–374.
- CLELLAND, N.L., RAMIREZ, A., KATSUBE, N., SEGHI, R.R.,** 2007. Influence of bond quality on failure load of leucite- and lithia disilicate-based ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 97, 18–24.
- CODE DE LA SANTÉ PUBLIQUE,** 2021. Partie réglementaire - Profession de santé. Article L4127-1.
- COLPANI, J.T., BORBA, M., DELLA BONA, A.,** 2013. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dental Materials* 29, 174–180.
- CONTREPOIS, M., SOENEN, A., BARTALA, M., LAVIOLE, O.,** 2013. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 110, 447–454.
- CREUGERS, N.H., KÄYSER, A.F., VAN 'T HOF, M.A.,** 1994. A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges. *Community Dentistry and Oral Epidemiology* 22, 448–452.
- DAVIS, G.R., EVERSLED, A.N.Z., MILLS, D.,** 2015. Characterisation of materials: determining density using X-ray microtomography. *Materials Science and Technology* 31, 162–166.
- DENRY, I.,** 2013. How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations? *Dental Materials* 29, 85–96.

- DENRY, I., HOLLOWAY, J.A.**, 2010. Ceramics for Dental Applications: A Review. *Materials* 3, 351–368.
- DIONYSOPOULOS, D., GERASIMIDOU, O.**, 2021. Wear of contemporary dental composite resin restorations: a literature review. *Restor Dent Endod* 46, e18.
- DONG, X., YIN, L., JAHANMIR, S., IVES, L.K., REKOW, E.D.**, 2000. Abrasive machining of glass-ceramics with a dental handpiece. *Machining science and technology* 4, 209–233.
- DONG, X.D., RUSE, N.D.**, 2003. Fatigue crack propagation path across the dentinoenamel junction complex in human teeth. *Journal of Biomedical Materials Research* 66, 103–109.
- DU, L.Y., UMOH, J., NIKOLOV, H.N., POLLMANN, S.I., LEE, T.-Y., HOLDSWORTH, D.W.**, 2007. A quality assurance phantom for the performance evaluation of volumetric micro-CT systems. *Physics in Medicine & Biology* 52, 7087.
- DURET, F.**, 1973. Empreinte optique (PhD Thesis). Université Claude Bernard, Lyon, Rhône, France.
- EDELHOFF, D., SORENSEN, J.A.**, 2002. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 22, 241–249.
- EDELHOFF, D., STIMMELMAYR, M., SCHWEIGER, J., AHLERS, M.O., GÜTH, J.-F.**, 2019. Advances in materials and concepts in fixed prosthodontics: a selection of possible treatment modalities. *British Dental Journal* 226, 739–748.
- ENDER, A., MEHL, A.**, 2014. Accuracy in dental medicine, a new way to measure trueness and precision. *Journal of Visualized Experiments: JoVE*.
- ÉTIENNE, O., ANCKENMANN, L.**, 2016. Restaurations esthétiques en céramique collée. Éditions CdP, Malakoff, France.
- EVANS, A.G.**, 1974. Slow Crack Growth in Brittle Materials Under Dynamic Loading Condition. *International Journal of Fracture* 10, 251–259.
- FERRARIS, F.**, 2017. Posterior indirect adhesive restorations (PIAR): preparation designs and adhesthetics clinical protocol. *The International Journal of Esthetic Dentistry* 12, 482–502.
- FLEISCHMANN, D., BOAS, F.E.**, 2011. Computed tomography--old ideas and new technology. *European Radiology* 21, 510–517.
- FRON-CHABOUIS, H., GOFF, S.L., MARNIQUET, S., MOUSSALLY, C.**, 2016. CFAO : Les matériaux accessibles Partie 1 - Matériaux usinables: les céramiques vitreuses. *BioMatériaux Cliniques* 1, 44–52.

- GALANTE, R., FIGUEIREDO-PINA, C.G., SERRO, A.P., 2019.** Additive manufacturing of ceramics for dental applications: A review. *Dental Materials* 35, 825–846.
- GARBER, D.A., GOLDSTEIN, R.E., 1995.** Inlays et onlays en céramique et en composite: restaurations postérieures esthétiques. CDP, Paris, France.
- GASPAR, M., WEICHERT, F., 2013.** Integrated construction and simulation of tool paths for milling dental crowns and bridges. *Computer-Aided Design* 45, 1170–1181.
- GERDOLLE, D., DROSSART, M., BAZOS, P., 2014.** Évolution des formes de préparation pour inlays/onlays postérieurs au maxillaire. *Réalités cliniques* 25, 307–316.
- GERSTENMAYER, J.L., THIERY, C., 2002.** Tomographie à rayons X. Editions Techniques Ingénieur, Saint Denis, France.
- GIANNETOPOULOS, S., VAN NOORT, R., TSITROU, E., 2010.** Evaluation of the marginal integrity of ceramic copings with different marginal angles using two different CAD/CAM systems. *Journal of Dentistry* 38, 980–986.
- GIANNINI, M., SOARES, C., CARVALHO, R., 2004.** Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dental materials* 20, 322–329.
- GIORDANO, R., MCLAREN, E.A., 2010.** Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* 31, 682–700.
- GONZAGA, C.C., CESAR, P.F., MIRANDA, W.G., YOSHIMURA, H.N., 2011.** Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dental Materials* 27, 394–406.
- GOIJAT, A., ABOUELLEIL, H., COLON, P., JEANNIN, C., PRADELLE, N., SEUX, D., GROSGOGEAT, B., 2019.** Marginal and internal fit of CAD-CAM inlay/onlay restorations: A systematic review of in vitro studies. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 121, 590–597.
- GUESS, P.C., SCHULTHEIS, S., WOLKEWITZ, M., ZHANG, Y., STRUB, J.R., 2013.** Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 110, 264–273.
- HAUSS, G., 2012.** Microtomographie X de matériaux à comportement pseudo-fragile: Identification du réseau de fissures (PhD Thesis). Université Sciences et Technologies-Bordeaux I, Bordeaux, Gironde, France.
- HOLBERG, C., RUDZKI-JANSON, I., WICHELHAUS, A., WINTERHALDER, P., 2013a.** Ceramic inlays: is the inlay thickness an important factor influencing the fracture risk? *Journal of Dentistry* 41, 628–635.
- HOLBERG, C., WINTERHALDER, P., WICHELHAUS, A., HICKEL, R., HUTH, K., 2013b.** Fracture risk

- of lithium-disilicate ceramic inlays: a finite element analysis. *Dental Materials* 29, 1244–1250.
- HOLST, S., KARL, M., WICHMANN, M., MATTA, R.-E.T.**, 2011. A new triple-scan protocol for 3D fit assessment of dental restorations. *Quintessence International* 42, 651–657.
- HUANG, P.J., HUBBARD, C.W., GILDE, G.A., SWAB, J.J.**, 1999. Evaluation and Characterization of Ceramic Bearing Materials. U.S. Army Research Laboratory 40.
- ILIE, N., HICKEL, R.**, 2011. Resin composite restorative materials. *Aust Dent J* 56 Suppl 1, 59–66.
- ISO 3290-2**, 2014. Ceramics balls- silicon nitride. International Organization for Standardization.
- ISO 5725-1**, 1994. Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results — Part 1: General principles and definitions. International Organization for Standardization.
- ISO 5725-2**, 2019. Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results — Part 2: Basic method for the determination of repeatability and reproducibility of a standard measurement method. International Organization for Standardization.
- ISO 15708-1**, 2019. Essais non destructifs - Méthodes par rayonnements pour la tomographie informatisée - Partie 1: Terminologie. International Organization for Standardization.
- ISO 15708-2**, 2019. Essais non destructifs - Méthodes par rayonnements pour la tomographie informatisée - Partie 2: Principes, équipements et échantillons. International Organization for Standardization.
- ISO 15708-3**, 2019. Essais non destructifs - Méthodes par rayonnements pour la tomographie informatisée - Partie 3: Fonctionnement et interprétation. International Organization for Standardization.
- ISO 15708-4**, 2019. Essais non destructifs - Méthodes par rayonnements pour la tomographie informatisée - Partie 4: Qualification. International Organization for Standardization.
- ISSAOUI, H., MOUSSALLY, C., LE GOFF, S., Benoit, Aurélie, Fron Chabouis, Hélène**, 2017. CFAO: Les matériaux accessibles Partie 2 - Matériaux usinables: les composites. *BioMatériaux Cliniques* 2, 28–38.
- I.U.P.A.C.**, 2021. International Vocabulary of Metrology. Joint Committee for Guides in Metrology Fourth edition.
- JAHANMIR, S.**, 2010. Ultrahigh Speed Microgrinding of Dental Ceramics. *Machining science and technology* 14, 411–422.
- JOHNSTON, S.M., JOHNSON, G.A., BADEA, C.T.**, 2008. Geometric calibration for a dual

- tube/detector micro-CT system. *Medical Physics* 35, 1820–1829.
- KAMINA, P.A., MARTINET, C., GOUAZÉ, A.P.**, 2013. *Anatomie clinique*. Maloine, Paris, France.
- KELLY, J.R.**, 2004. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics of North America* 48, 513–530.
- KELLY, J.R., BENETTI, P.**, 2011. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice: Ceramic materials in dentistry. *Australian Dental Journal* 56, 84–96.
- KHERS, S.C., CARPENTER, C.W., VETTER, J.D., STALEY, R.N.**, 1990. Anatomy of cusps of posterior teeth and their fracture potential. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 64, 139–147.
- KNOSP, H., HOLLIDAY, R.J., CORTI, C.W.**, 2003. Gold in dentistry: Alloys, uses and performance. *Gold Bull* 36, 93–102.
- KOREN, Y.**, 1997. Control of Machine Tools. *Journal of Manufacturing Science and Engineering* 119, 749–755.
- KRIFKA, S., STANGL, M., WIESBAUER, S., HILLER, K.-A., SCHMALZ, G., FEDERLIN, M.**, 2009. Influence of different cusp coverage methods for the extension of ceramic inlays on marginal integrity and enamel crack formation in vitro. *Clinical Oral Investigations* 13, 333–341.
- KRUTH, J.P., BARTSCHER, M., CARMIGNATO, S., SCHMITT, R., DE CHIFFRE, L., WECKENMANN, A.**, 2011. Computed tomography for dimensional metrology. *CIRP Annals* 60, 821–842.
- KULCZYK, T., RYCHLIK, M., LORKIEWICZ-MUSZYŃSKA, D., ABREU-GŁOWACKA, M., CZAJKA-JAKUBOWSKA, A., PRZYSTAŃSKA, A.**, 2019. Computed Tomography versus Optical Scanning: A Comparison of Different Methods of 3D Data Acquisition for Tooth Replication. *BioMed Research International* 2019, 4985121.
- LAKSHMANAN, A.**, 2012. *Sintering of Ceramics: New Emerging Techniques*. IntechOpen.
- LAMBERT, H., DURAND, J.-C., JACQUOT, B., FAGES, M.**, 2017. Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 9, 486–495.
- LEBON, N.**, 2017. *Impact de l'usinage par CFAO sur l'intégrité de surface des prothèses dentaires coronaires* (PhD Thesis). Université Sorbonne Paris Cité, France.
- LEBON, N., TAPIE, L., VENNAT, E., MAUSSI, B.**, 2015. Influence of CAD/CAM tool and material on tool wear and roughness of dental prostheses after milling. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 114, 236–247.
- LI, R.W.K., CHOW, T.W., MATINLINNA, J.P.**, 2014. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res* 58, 208–216.
- MAGNE, P., KNEZEVIC, A.**, 2009a. Simulated fatigue resistance of composite resin versus

- porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. *Quintessence International* 40, 125–133.
- MAGNE, P., KNEZEVIC, A.,** 2009b. Thickness of CAD-CAM composite resin overlays influences fatigue resistance of endodontically treated premolars. *Dental Materials* 25, 1264–1268.
- MARCHADIER, A.,** 2011. Analyses d’images de tomographie X chez le petit animal: applications aux études de phénotypage ex vivo et in vivo (PhD Thesis). Université d’Orléans.
- MARCHANDISE, X.,** 2006. Biophysique: pour les sciences de la vie et de la santé. Omniscience, France.
- MARGUET, S., STRICKER, L.,** 2013. La physique des réacteurs nucléaires. Éditions Lavoisier, Cachan, France.
- MCLEAN, J.W., VON FRAUNHOFER, J.A.,** 1971. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *British Dental Journal* 131, 107–111.
- MENDŘICKÝ, R.,** 2015. Analysis of measurement accuracy of contactless 3D optical scanners. *MM Science Journal* 2015, 711–716.
- MIYAZAKI, T., HOTTA, Y., KUNII, J., KURIYAMA, S., TAMAKI, Y.,** 2009. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 28, 44–56.
- MÖRMANN, W.H.D. med dent, BRANDESTINI, M.D.S.T.,** 1985. Process for the manufacture of medical and dental, alloplastic, endoprosthetic and exoprosthetic fittings. EP0054785A1.
- MOSCOVICH, H., ROETERS, F.J., VERDONSCHOT, N., DE KANTER, R.J., CREUGERS, N.H.,** 1998. Effect of composite basing on the resistance to bulk fracture of industrial porcelain inlays. *Journal of Dentistry* 26, 183–189.
- MUNECHIKA, T., SUZUKI, K., NISHIYAMA, M., OHASHI, M., HORIE, K.,** 1984. A comparison of the tensile bond strengths of composite resins to longitudinal and transverse sections of enamel prisms in human teeth. *Journal of Dental Research* 63, 1079–1082.
- NEWMAN, M.G.,** 2018. Newman and carranza’s clinical periodontology, 13th edition. ed. Elsevier, Inc, Philadelphia, PA.
- ONA, M., WATANABE, C., IGARASHI, Y., WAKABAYASHI, N.,** 2011. Influence of preparation design on failure risks of ceramic inlays: a finite element analysis. *The Journal of Adhesive Dentistry* 13, 367–373.
- PALIN, W.M., FLEMING, G.J.P., BURKE, F.J.T., MARQUIS, P.M., PINTADO, M.R., RANDALL, R.C., DOUGLAS, W.H.,** 2005. The frictional coefficients and associated wear resistance of

- novel low-shrink resin-based composites. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials* 21, 1111–1118.
- PARLANTI, P., CAPPELLO, V., BRUN, F., TROMBA, G., RIGOLIO, R., TONAZZINI, I., CECCHINI, M., PIAZZA, V., GEMMI, M.,** 2017. Size and specimen-dependent strategy for x-ray micro-ct and tem correlative analysis of nervous system samples. *Scientific Reports* 7, 2858.
- PATEL, V., CHITYALA, R.N., HOFFMANN, K.R., IONITA, C.N., BEDNAREK, D.R., RUDIN, S.,** 2009. Self-calibration of a cone-beam micro-CT system. *Medical Physics* 36, 48–58.
- PERILLI, E., BARUFFALDI, F., BISI, M.C., CRISTOFOLINI, L., CAPPELLO, A.,** 2006. A physical phantom for the calibration of three-dimensional X-ray microtomography examination. *Journal of Microscopy* 222, 124–134.
- PJETURSSON, B.E., SAILER, I., ZWAHLEN, M., HÄMMERLE, C.H.F.,** 2007. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clinical Oral Implants Research* 18, 73–85.
- QUINN, G.D., GIUSEPPE, A.A., HOFFMAN, K.H.,** 2014a. Chipping fracture resistance of dental CAD/CAM restorative materials: part I--procedures and results. *Dental Materials* 30, 99–111.
- QUINN, G.D., GIUSEPPE, A.A., HOFFMAN, K.H.,** 2014b. Chipping fracture resistance of dental CAD/CAM restorative materials: part 2. Phenomenological model and the effect of indenter type. *Dental Materials* 30, 112–123.
- RICH, B., GOLDSTEIN, G.R.,** 2002. New paradigms in prosthodontic treatment planning: a literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 88, 208–214.
- RIDLER, T.W., CALVARD, S.,** 1978. Picture Thresholding Using an Iterative Selection Method. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics - TSMC* 8, 630–632.
- ROCCA, G.T., RIZCALLA, N., KREJCI, I., DIETSCHI, D.,** 2015. Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part II. Guidelines for cavity preparation and restoration fabrication. *The International Journal of Esthetic Dentistry* 10, 392–413.
- RODRIGUES, S.P., PAIVA, J.M., DE FRANCESCO, S., AMARAL, M.I., OLIVEIRA, F.J., SILVA, R.F.,** 2013. Artifact level produced by different femoral head prostheses in CT imaging: diamond coated silicon nitride as total hip replacement material. *Journal of Materials Science* 24, 231–239.
- ROMEIRO, F., JOSÉ FREITAS, M., FONTE, M.,** 2009. Fatigue crack growth with overloads/underloads: Interaction effects and surface roughness. *Int J Fatigue* 31, 1889–1894.

- ROSENSTIEL, S.F., LAND, M.F., FUJIMOTO, J.,** 2016. Contemporary fixed prosthodontics. Elsevier, St. Louis, Missouri, USA.
- ROSS, D.T., WARD, J.E.,** 1968. Investigations in computer-aided design for numerically controlled production. M.I.T. Final Technical Report.
- ROSSETTI, P.H.O., DO VALLE, A.L., DE CARVALHO, R.M., DE GOES, M.F., PEGORARO, L.F.,** 2008. Correlation between margin fit and microleakage in complete crowns cemented with three luting agents. *J Appl Oral Sci* 16, 64–69.
- RUECKEL, J., STOCKMAR, M., PFEIFFER, F., HERZEN, J.,** 2014. Spatial resolution characterization of a X-ray microCT system. *Applied Radiation and Isotopes* 94, 230–234.
- RUSE, N.D., SADOUN, M.J.,** 2014. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J. Dent. Res.* 93, 1232–1234.
- RYOU, H., AMIN, N., ROSS, A., EIDELMAN, N., WANG, D.H., ROMBERG, E., AROLA, D.,** 2011. Contributions of microstructure and chemical composition to the mechanical properties of dentin. *Journal of materials science. Materials in medicine* 22, 1127–1135.
- SCHAEFER, O., KUEPPER, H., THOMPSON, G.A., CACHOVAN, G., HEFTI, A.F., GUENTSCH, A.,** 2013. Effect of CNC-milling on the marginal and internal fit of dental ceramics: a pilot study. *Dent Mater* 29, 851–858.
- SHENOY, A., SHENOY, N.,** 2010. Dental ceramics: An update. *Journal of conservative dentistry* 13, 195–203.
- SHILLINGBURG, H.T., STONE, S.E.,** 2012. Fundamentals of fixed prosthodontics. Chicago, USA.
- SHILLINGBURG, J.H.T., JACOBI, R., BRACKETT, S.E.,** 1987. Fundamentals of Tooth Preparations for Cast Metal and Porcelain Restorations, 1 edition. ed. Quintessence Publishing, Chicago, USA.
- SONG, X.-F., YIN, L.,** 2009. Subsurface damage induced in dental resurfacing of a feldspar porcelain with coarse diamond burs. *Journal of Biomechanics* 42, 355–360.
- SONG, X.-F., YIN, L., HAN, Y.-G., LI, J.,** 2008. Finite element analysis of subsurface damage of ceramic prostheses in simulated intraoral dental resurfacing. *Journal of Biomedical Materials Research* 85, 50–59.
- SPEARS, I.R.,** 1997. A three-dimensional finite element model of prismatic enamel: a reappraisal of the data on the Young's modulus of enamel. *Journal of Dental Research* 76, 1690–1697.
- STAWARCZYK, B., KEUL, C., EICHBERGER, M., FIGGE, D., EDELHOFF, D., LÜMKEMANN, N.,** 2017a. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. Quintessence

- International 48, 369–380.
- STAWARCZYK, B., KEUL, C., EICHBERGER, M., FIGGE, D., EDELHOFF, D., LÜMKEMANN, N.,** 2017b. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part II. Quintessence International 48, 441–450.
- STAWARCZYK, B., LIEBERMANN, A., EICHBERGER, M., GÜTH, J.-F.,** 2015. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials 55, 1–11.
- TAPIE, L., ATTAL, J.-P.,** 2015. La chaîne numérique en CFAO dentaire - Structuration de la chaîne de production en prothèse conjointe. Réalités Cliniques 26.
- TAPIE, L., CHICHE, N., BOITELLE, P., MORENTON, P., ATTAL, J.-P., SCHMITT, N., VENNAT, E.,** 2016. Adaptation Measurement of CAD/CAM Dental Crowns with X-Ray Micro-CT: Metrological Chain Standardization and 3D Gap Size Distribution. Advances in Materials Science and Engineering 2016, 1–13.
- TAPIE, L., LEBON, N., Jp Attal,** 2015. Le flux numérique en CFAO dentaire pour la prothèse conjointe. Réalités Cliniques 26, 9.
- TAPIE, L., LEBON, N., MAUSSI, B., FRON CHABOUI, H., DURET, F., ATTAL, J.-P.,** 2015. Understanding dental CAD/CAM for restorations--the digital workflow from a mechanical engineering viewpoint. International Journal of Computerized Dentistry 18, 21–44.
- The Academy of Prosthodontics,** 2017. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. The Journal of Prosthetic Dentistry 117, 1–105.
- TRAJTENBERG, C.P., CARAM, S.J., KIAT-AMNUAY, S.,** 2008. Microleakage of all-ceramic crowns using self-etching resin luting agents. Oper Dent 33, 392–399.
- VAN DIJKEN, J.W.V., HASSELROT, L.,** 2010. A prospective 15-year evaluation of extensive dentin-enamel-bonded pressed ceramic coverages. Dental Materials 26, 929–939.
- VÁRADY, T., MARTIN, R.R., COX, J.,** 1997. Reverse engineering of geometric models—an introduction. Computer-Aided Design, Reverse Engineering of Geometric Models 29, 255–268.
- VENEZIANI, M.,** 2017. Posterior indirect adhesive restorations: updated indications and the Morphology Driven Preparation Technique. The International Journal of Esthetic Dentistry 12, 204–230.
- WAINSTEN, J.-P.,** 2012. Le Larousse médical. Larousse, Paris, France.
- WENDLER, M., BELLI, R., PETSCHLT, A., MEVEC, D., HARRER, W., LUBE, T., DANZER, R., LOHBAUER, U.,** 2017. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing.

Dent Mater 33, 99–109.

- WISKOTT, H.W.A.**, 2011. Fixed prosthodontics: principles and clinics, Quintessence publishing. ed. Batavia, USA.
- YIN, L., JAHANMIR, S., IVES, L.K.**, 2003. Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. Wear, 14th International Conference on Wear of Materials 255, 975–989.
- ZENG, G.L.**, 2014. Model Based Filtered Backprojection Algorithm: A Tutorial. Biomedical Engineering Letters 4, 3–18.
- ZENG, G.L.**, 2001. Image reconstruction - a tutorial. Computerized Medical Imaging and Graphics 25, 97–103.
- ZIMMERMANN, M., VALCANAI, A., NEIVA, G., MEHL, A., FASBINDER, D.**, 2018. Influence of Different CAM Strategies on the Fit of Partial Crown Restorations: A Digital Three-dimensional Evaluation. Oper Dent 43, 530–538.

Annexes

Annexe 1

Pacquet W, Tapie L, Mawussi B, Boitelle P.

Evaluation of the dimensional accuracy of the manufactured prosthesis in relation to its CAD model

International Journal of Computerized Dentistry 2020;23(4):1–8 1

William Pacquet, Laurent Tapie, Bernardin Mawussi, Philippe Boitelle

Evaluation of the dimensional accuracy of a manufactured dental prosthesis in relation to its computer-aided model

Abstract

Aim: Currently, there is no reliable methodology to evaluate the dimensional conformity of dental prostheses manufactured through a digital shaping process. In the CAD/CAM method, the digital design of the prosthesis is considered as a reference, and it is crucial to reproduce it perfectly during the manufacturing process. Therefore, the aim of this study was to offer a comparison between a CAM prosthesis and its design model by superimposing the CAD model with the digitization of the manufactured prosthesis.

Materials and methods: The metrological inspection developed in this study and presented in this article involved a comparison of the points cloud obtained by micro-computed tomography (micro-CT) and the CAD model of the prosthesis. First, an estimation of all inspection-method induced measurement errors was carried out, in which the measurement errors were assessed by proceeding to the dimensional inspection of a reference object of known dimensions. Then, the metrological inspection was extrapolated to a dental prosthesis.

Results: The estimation of measurement errors presented satisfying results compared with the usual metrological protocols developed by the dentistry research community. The dimensional deviation was estimated at 0.31% and the form deviation at 0.165 μm between the Gaussian sphere and the certified ball. The inspection of the manufactured surfaces revealed under-milled areas on the occlusal face, particularly on the anatomical fossae, and an irregular margin limit compared with its smooth design.

Conclusion: A reliable micro-CT evaluation of the dimensional accuracy of a manufactured dental prosthesis compared with the CAD model demonstrated the performance level of CAD/CAM systems. The evaluation reliability was confirmed by the estimation of prior measurement errors. This estimation is essential for the metrological analysis.

Keywords: CAD/CAM, dental prosthesis, dental marginal adaptation, 3D imaging, dimensional measurement accuracy, micro-CT

Introduction

Digital CAD/CAM is a technology used in many fields, including dentistry, where it is utilized to increase the productivity of dental prostheses. The design and milling of single crowns or multiple prostheses have today become common clinical and laboratory procedures. The assessment of the quality of prostheses focuses on the dimensional measurement of the fit between the prepared tooth to be restored and the manufactured restoration^{1,2}. The adaptation of the marginal prosthesis is considered to be a major factor of therapeutic success in order to ensure the longevity and survival of the tooth–restoration assembly³; this is the only criterion on which to base an evaluation of the work of the laboratory technician. Nevertheless, in the case of CAD/CAM production, the shape of the manufactured prosthesis can be directly compared with the shape of the designed prosthesis that is embedded in the CAD model. Therefore, the digital design of the prosthesis can be considered as the shape reference.

In the case of CAD/CAM, each step in the tasks related to design and manufacturing introduces various dispersions, which are easier to identify than in the case of manual prostheses production⁴. Thus, dispersions introduced by the production steps that are embedded in the CAM software and in the computer numerical control (CNC) machine tool can be isolated. One way to evaluate the ability of the digital manufacturing process to reproduce the designed shape is to compare the prosthesis shape reference with its manufactured shape.

The literature reports several prosthesis evaluation methods. Micro-computed tomography (micro-CT) imaging is generally conducted for two-dimensional (2D) measurements of prosthesis adaptation^{5–9}. However, these 2D evaluations rely on a limited number of measurements. Therefore, some authors have reported on the issue of the reproducibility of such methods^{10–13}. As was demonstrated in the mechanical and production engineering communities, micro-CT allows for a 3D measurement of manufactured parts^{14–16}.

The aim of this study was to create a reliable 3D metrological measurement protocol for CAD/CAM dental prostheses using micro-CT. To achieve this, the study compared a CAM prosthesis with its CAD model.

Materials and methods

The estimation of measurement errors developed in this study and discussed in this article consisted of a micro-CT measurement of a reference object of known dimensions and material¹⁶. Once the estimation of the errors was evaluated and considered as insignificant, the measurement chain was extrapolated to a metrological inspection of a dental prosthesis. After its acquisition, the certified dimensions of the reference object were compared with its 3D digitization obtained by micro-CT imaging^{17,18}. A Grade 5 silicon nitride ceramic ball for rolling bearing (Cerbec) was chosen, with a diameter of 7.937 mm^{19,20}. The deviation of the ball diameter and the spherical deviation form for Grade 5 did not exceed 0.13 μm . Set in a clinical context, this deviation is below the marginal fitting threshold of 80 μm that is clinically detectable by the practitioner, and is about 200 times below the level of occlusally sensitive discrimination for teeth, which is 20 μm ¹. The ball diameter of 7.937 mm was chosen to be close to the volume of a molar prosthetic restoration. This choice allowed for an equivalent spatial resolution during the micro-CT acquisition of the prosthesis²¹.

To calibrate the micro-CT acquisition, the densities of the different ceramics that were investigated had to be comparable. For x-ray energies below 100 kV, attenuation is mainly attributable to the photoelectric effect: The attenuation coefficient essentially depends on the material density^{22,23}. In this study, the density of silicon nitride was compared to different types of CAD/CAM vitroceraamic blocks (IPS e.max CAD C14, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein; IPS Empress CAD C14, Ivoclar Vivadent; Vita TriLuxe TF-14, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany; Vita Suprinity PC-14, Vita Zahnfabrik; Celtra Duo C14, Dentsply Sirona, York, PS, USA) using a gas pycnometer (AccuPyc II 1340; Micromeritics, Lincoln, UK). The blocks were all of a similar size, so that they left a comparable free gas volume in the measuring cell of the pycnometer.

First, the fasteners of the blocks were removed. The IPS e.max CAD C14 block was polymerized using a crystallization furnace (Programat EP 3000; Ivoclar Vivadent) according to the manufacturer's recommendations, and the Vita Suprinity PC-14 block was polymerized using a crystallization furnace (Vacumat 40T; Vita Zahnfabrik) according to the manufactur-

er's recommendations. All samples were cleaned with acetone, and degassing was carried out in a laboratory oven at 90°C for 3 h. The samples were weighed using a precision balance (ALS 220-4; Kern), and the densities of each sample were measured individually with the gas pycnometer.

The silicon nitride ceramic ball micro-CT acquisition was done using a Skyscan 1172 (Bruker, Billerica, MA, USA) micro-CT instrument, with an accelerating voltage of 100 kV. After the acquisition, the raw stack of images was processed to obtain a 3D standard tessellation language (STL) model. Image processing, segmentation, and surface extraction were carried out with ImageJ software. The grayscale segmentation was performed using an autothresholding with the International Organization for Standardization (ISO) algorithm²⁴. An autothresholding was set because the materials were uniform and homogeneous. The meshes obtained were transferred to GOM Inspect 2018 (Gesellschaft für Optische Messtechnik, Braunschweig, Germany), inspection software for analyzing the point cloud data of 3D measurements. A Gaussian sphere was associated with the acquired point cloud by the method of least squares. The measurement of errors was estimated by the dimensional deviation and the form deviation. The dimensional deviation was evaluated by comparing the Gaussian sphere diameter with the 7.937-mm reference diameter. The spherical form deviation was evaluated by the analysis of distances between the point cloud and the Gaussian sphere. The distances were obtained by the orthogonal projection of each point on the Gaussian sphere.

Once the measurement errors were ascertained, the same measurement protocol and image data processing procedure were applied for the metrological inspection of a CAM prosthesis. The general view of the metrological inspection is illustrated in Figure 1.

An onlay prosthesis was designed and manufactured through CAD/CAM in leucite-reinforced glass ceramic (IPS Empress CAD C14) to simulate a mandibular right first molar restoration. The preparation was performed on an ivory mandibular right first molar (tooth 46) attached to a fully toothed training model (ANKA-4 ZE; Frasaco, Tettngang, Germany). A diamond bur (Set LD0424A; Komet, Lemgo, Germany) mounted on a turbine-type rotary instrument was used for the preparation. The preparation was then polished with flexible polishing discs (Clearfil Twist DIA; Kuraray, Chiyoda, Japan) mounted on a rotary contra-angle-type instrument. The onlay preparation was articulated around a 2-mm-deep primary cavity, with a cavity wall divergence of between 6 and 10 degrees, according to the manufacturer's recommenda-

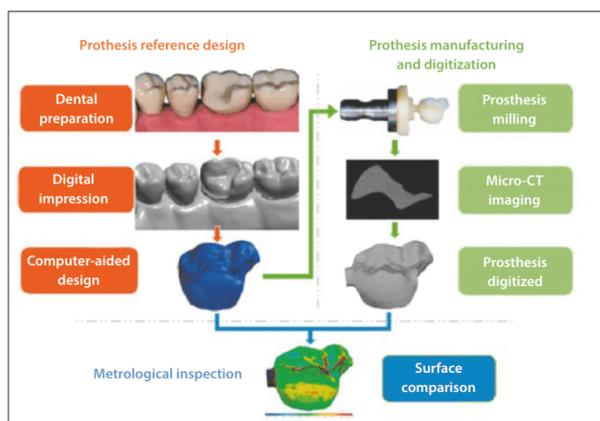


Fig 1 General view of the metrological inspection of the prosthesis.

tions for the IPS Empress CAD block²⁵⁻²⁷. A bevel-type margin was rejected in the case of the present study because it seemed to be a chipping risk factor during milling, which could have potentially constituted a known margin limit design error for dental ceramics²⁸. The residual cusp walls might have become too thin to withstand the masticatory load stresses, and might have benefited from cuspal coverage^{26,29}; although it is an additional disrepair, it can avoid potential tooth fractures³⁰. In addition, preferring a shoulder-type margin, the authors chose an area where esthetics was not an issue for cuspal coverage^{31,32}. This was done on the mesiolingual cusp. The preparation was performed in accordance with the clinical practice of the current dental literature.

The optical digitization of the model, then of its antagonist, and finally of their occlusion, was performed using a laboratory scanner (Trios D2000; 3Shape, Copenhagen, Denmark). The design of the prosthesis was carried out using Trios Dental Designer (3Shape) dental software. In the present protocol, the prosthesis CAD model became the shape reference. The prosthesis was milled with a computer numerical control (CNC) machine tool (Sirona inLab MC X5; Dentsply Sirona) using the recommended industrial milling parameters for the IPS Empress CAD C14 material. The attachment point was not smoothed out by the operator.

- The micro-CT acquisition for the prosthesis was performed with the same micro-CT instrument (Skyscan 1172) that was previously utilized for the ceramic ball, using the same parameters. After the micro-CT acquisition, the raw stack of images was processed to obtain a

Table 1 Density of different CAD/CAM blocks

Ceramic	Mean [g/cm ³]	± σ [g/cm ³]
Silicon nitride (Si ₃ N ₄)	3.196	10-2
IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent)	2.474	10-4
IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent)	2.441	10-4
Vita Triluxe (Vita Zahnfabrik)	2.635	10-4
Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik)	2.634	10-4
Celtra Duo (Dentsply Sirona)	2.623	10-4

σ: standard deviation.

Table 2 Dimensional surface deviation of silicon nitride ceramic ball

	ØGauss [mm]	ΔØ [µm]	ΔØ [%]
Ball 7.937 mm	7.962	25	0.31

ΔØ: Difference between the Gaussian sphere diameter (ØGauss) and the certified ball diameter.

3D STL model in accordance with the same parameters as those used for the ceramic ball. The grayscale segmentation was carried out using an autothresholding with the ISO algorithm. The meshes thus obtained were transferred to the GOM Inspect 2018 software. A metrological inspection by 3D mapping of the prosthesis surface was conducted between the 3D-reconstructed data and the prosthesis CAD model. The 3D mapping was carried out with the analysis of the distances obtained by the orthogonal projection of the 3D STL file vertices on the prosthesis CAD model.

Results

Detailed information can be found as follows:

- The average results of the density measurements for each CAD/CAM block are detailed in Table 1.
- The results of the dimensional surface deviation of the silicon nitride ceramic ball are detailed in Table 2.
- The local form deviation between the reconstruction of the ceramic ball surface and the digitized sphere surface

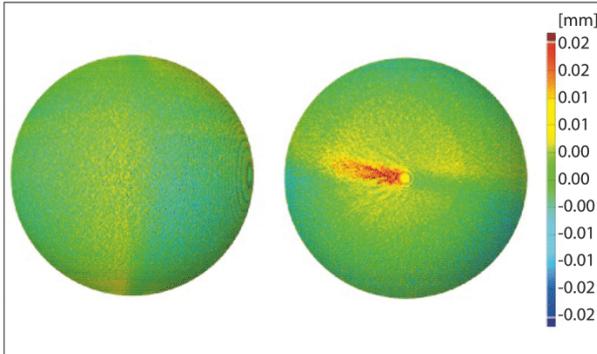
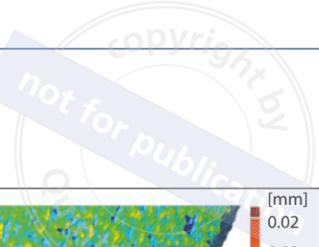


Fig 2 Form deviation map of the digitized ceramic ball.

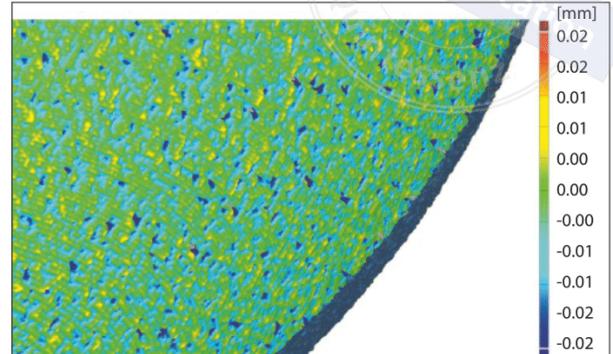


Fig 3 Enlargement of the form deviation map of the digitized ceramic ball.

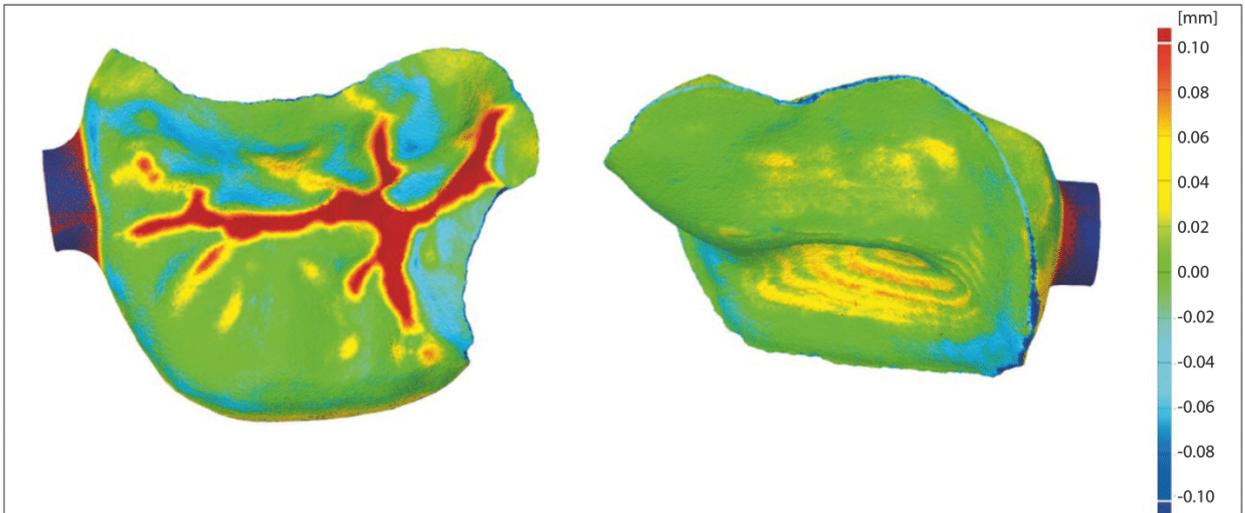


Fig 4 Analysis of distances between the CAD model and the digitized prosthesis.

Table 3 Form deviation of silicon nitride ceramic ball

	m [μm]	M [μm]	σ [μm]	Min [μm]	Max [μm]
Ball 7.937 mm	0.132	-0.165	5.1	-50	-32.6

m: median, M: mean, σ : standard deviation, Min: minimum, Max: maximum.

is illustrated in Figure 2. The red area (right view) shows that the deviation is more pronounced around the pole. Furthermore, concentric circles are visible on both views of the sphere surface.

- The result of the form deviation of the silicon nitride ceramic ball is detailed in Table 3. An enlargement of the form deviation on the surface of the ceramic ball is illustrated in Figure 3. Occasional pits in the digitized ceramic ball surface can be observed.
- The global inspection of the analysis of distances between the CAD prosthesis and the digitized prosthesis is illustrated in Figure 4. The surface analysis reveals the under-milled areas in red and the over-milled areas in blue.
- The marginal surface analysis is illustrated in Figure 5. A superimposition of the surface analysis and the CAD model reveals several material losses (volume depression in blue) close to the margin limit.

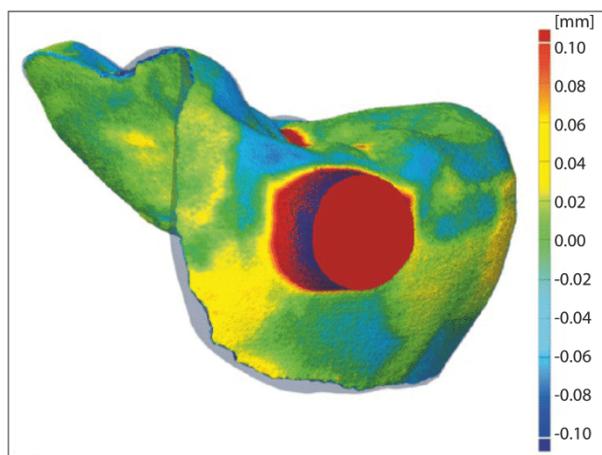


Fig 5 Marginal surface analysis of the superposition of the CAD model and the digitized prosthesis.

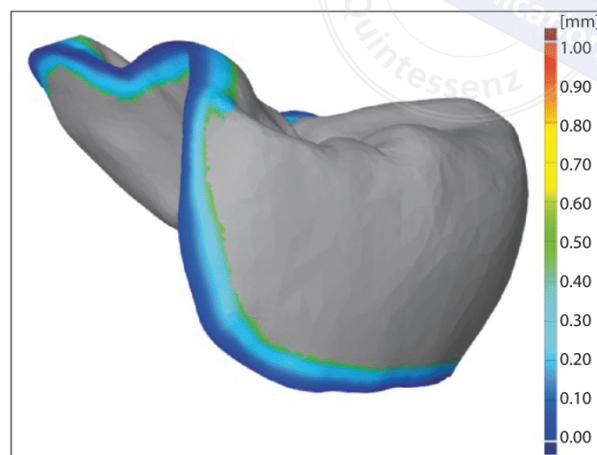


Fig 6 Marginal area inspection of the CAD model.

Discussion

The results of the present study found that the densities of silicon nitride and vitroc ceramic IPS Empress CAD blocks were consistent with the literature and corresponded to the expected values^{33,34}. Since they also had similar proportions, the x-ray attenuation is comparable with the energy levels used in micro-CT acquisition. Furthermore, the use of homogeneous and low-density materials limits the risks of artifacts during x-ray attenuation³⁵.

Concerning the local form deviation between the reconstruction of the ceramic ball and the sphere, the visible concentric circles were created by the stacking of images and correspond to the well-known ring artifacts. The red area around the pole corresponds to the area where the sphere is bonded to the turntable of the micro-CT. The difference of absorption on the interface induces partial volume artifacts¹⁵.

The Gaussian sphere associated with the digitized sphere has a diameter difference of 25 μm compared with the certified diameter. The diameter deviation of the Grade 5 ceramic ball and the spherical deviation form do not exceed 0.13 μm . Additionally, the software GOM Inspect 2018 is certified as class 1 (the class with the smallest measurement deviations) by the German National Metrology Institute and the American National Institute of Standards and Technology. Therefore, the measurement errors are attributable to the acquisition and image processing methodology used. Furthermore,

local form deviation revealed occasional pits in the digitized ceramic ball. These pits are due to a lack of x-ray penetration during the micro-CT acquisition and are artifacts. The pits tend to increase the average measurement errors between the two spheres and could be reduced with a micro-CT acquisition using a micro-CT with higher accelerating voltage. Nevertheless, a difference of 25 μm is an acceptable value for this type of measurement. The commonly accepted measurement criterion remains the measurement of the marginal fit, and its scale order gives an overview of the critical size of defect admitted in current manufacturing. The recent literature shows that the values of the marginal fit range from 36 to 222.5 μm , and those for the internal fit from 23 to 406.5 μm . Most studies reported 120 μm as a clinically acceptable range for marginal adaptation². In addition, a marginal gap of 80 μm is considered to be clinically undetectable by the practitioner^{1,36}. Even if this difference is greater than the threshold that is clinically detectable by the patient in occlusion, it remains below the reference threshold of prostheses that are produced daily¹. Finally, the identification of this minor bias allowed the present authors to consider it in later results. Without this estimation of error measurements, the defaults attributable to the dental prosthesis may be considered as interpretation errors, linked to the measurement protocol used.

With regard to the global inspection of the distance analysis between a CAD model and a digitized prosthesis, the red

areas in the anatomical fossae represent under-milled areas due to the oversized tool tip dimension compared with the fossae dimensions. The laboratory technician or the clinician will have to manually mill these areas in order to recreate an occlusal anatomy compatible with the masticatory function. However, stains and glaze materials enable a natural reproduction and avoid microcracks in the ceramic structure that are induced by this additional milling. Furthermore, the protocol is only relevant to the CAM evaluation. Due to minor human error, the attachment point was not secondarily smoothed out. Therefore, the attachment area appears in red, but it is not relevant to analyze it.

The blue areas close to the margin limit might stem from the chipping phenomenon. Chipping or surface integrity defects can create a lack of esthetics, poor adaptation, plaque retention, decreased surface adhesion, and decreased restoration longevity³⁷. These defects can also initiate cracks that will grow and lead to fractures^{38,39}. Chipping may be due to the low thickness of machined materials, to ceramic brittleness, and to the mechanical loads of milling. Regarding material thickness, the CAD model proposed by the CAD software (Trios Dental Designer), as illustrated in Figure 6, showed a thin marginal limit, close to 0 mm. Both the CAD and the CAM software showed no error message for the machining of these thicknesses. Furthermore, the rotational speed and feed rate of the abrasive tool can cause chipping, as can the tool-material couple⁴⁰⁻⁴². In addition, the diamond grit size of the burs has an impact on chipping⁴³. Moreover, a toolpath optimization study should be carried out to reduce the chipping^{44,45}. Finally, some errors in this study could also have been due to defects of the CNC machine tool, with bad positioning of tools leading to a milled shift⁴⁶.

Conclusion

Considering the limitations of this study, the following conclusions can be drawn:

- The assessment method using a 3D measurement protocol associated with micro-CT technology is validated by the estimation of measurement errors. An acceptable difference of 25 μm was observed between the Gaussian sphere diameter and the certified ball diameter. This allows for a reproducible evaluation because the calibration chain can be extended to dental prostheses.
- Due to the oversized diameter of the tool tip, anatomical fossae were under-milled. This could be avoided with multiple tools of different diameters.

- Defects on the marginal limit of the prosthesis may have stemmed from the chipping phenomenon. The involvement of manufacturing is a highly probable cause for this, but further investigations are needed to confirm it.

References

1. Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *J Oral Rehabil* 2014;41:853–874.
2. Goujat A, Abouelleil H, Colon P, et al. Marginal and internal fit of CAD-CAM inlay/onlay restorations: a systematic review of in vitro studies. *J Prosthet Dent* 2019;121:590–597.
3. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:625–642.
4. Tapie L, Lebon N, Mawussi B, Fron Chabouis H, Duret F, Attal J-P. Understanding dental CAD/CAM for restorations – the digital workflow from a mechanical engineering viewpoint. *Int J Comput Dent* 2015;18:21–44.
5. Pelekanos S, Koumanou M, Koutayas S-O, Zinelis S, Eliades G. Micro-CT evaluation of the marginal fit of different In-Ceram alumina copings. *Eur J Esthet Dent* 2009;4:278–292.
6. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona . Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dent Mater* 2011;27:1119–1126.
7. Pimenta MA, Frasca LC, Lopes R, Rivaldo E. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic and metallic crown copings using x-ray microtomography (micro-CT) technology. *J Prosthet Dent* 2015;114:223–228.
8. Bosch G, Ender A, Mehl A. A 3-dimensional accuracy analysis of chair-side CAD/CAM milling processes. *J Prosthet Dent* 2014;112:1425–1431.
9. Codari M, Pucciarelli V, Tommasi DG, Sforza C. Validation of a technique for integration of a digital dental model into stereophotogrammetric images of the face using cone-beam computed tomographic data. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2016;54:584–586.
10. Naert I, Van der Donck A, Beckers L. Precision of fit and clinical evaluation of all-ceramic full restorations followed between 0.5 and 5 years. *J Oral Rehabil* 2005;32:51–57.
11. Grenade C, Mainjot A, Vanheusden A. Fit of single tooth zirconia copings: comparison between various manufacturing processes. *J Prosthet Dent* 2011;105:249–255.
12. Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Huls A. An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *Int J Prosthodont* 2004;17:680–685.
13. Alghazzawi TF, Liu P-R, Essig ME. The effect of different fabrication steps on the marginal adaptation of two types of glass-infiltrated ceramic crown copings fabricated by CAD/CAM technology. *J Prosthodont* 2012;21:167–172.
14. Stock SR. X-ray microtomography of materials. *Int Mater Rev* 1999;44:141–164.

15. Kruth JP, Bartscher M, Carmignato S, Schmitt R, De Chiffre L, Weckenmann A. Computed tomography for dimensional metrology. *CIRP Ann* 2011;60:821–842.
16. Tapie L, Chiche N, Boitelle P, et al. Adaptation measurement of CAD/CAM dental crowns with x-ray micro-CT: metrological chain standardization and 3D gap size distribution. *Adv Mater Sci Eng* 2016;2016:1–13.
17. Du LY, Umoh J, Nikolov HN, Pollmann SI, Lee TY, Holdsworth DW. A quality assurance phantom for the performance evaluation of volumetric micro-CT systems. *Phys Med Biol* 2007;52:7087.
18. Johnston SM, Johnson GA, Badea CT. Geometric calibration for a dual tube/detector micro-CT system. *Med Phys* 2008;35:1820–1829.
19. ISO 3290-2:2014 Rolling bearings – Balls – Part 2: Ceramic balls: silicon nitride. *Int Organ Stand*, 2014.
20. Huang PJ, Hubbard CW, Gilde GA, Swab JJ. Evaluation and characterization of ceramic bearing materials. *US Army Res Lab* 1999;40.
21. Rueckel J, Stockmar M, Pfeiffer F, Herzen J. Spatial resolution characterization of a X-ray microCT system. *Appl Radiat Isot* 2014;94:230–234.
22. Marguet S. *The Physics of Nuclear Reactors*. Switzerland: Suisse, Springer/EDF, 2017.
23. Davis GR, Evershed ANZ, Mills D. Characterisation of materials: determining density using X-ray microtomography. *Mater Sci Technol* 2015;31:162–166.
24. Ridler TW, Calvard S. Picture thresholding using an iterative selection method. *IEEE TSMC* 1978;8:630–632.
25. Ahlers MO, Mörig G, Blunck U, Hajtó J, Pröbster L, Frankenberger R. Guidelines for the preparation of CAD/CAM ceramic inlays and partial crowns. *Int J Comput Dent* 2009;12:309–325.
26. Guess PC, Schultheis S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. *J Prosthet Dent* 2013;110:264–273.
27. Holberg C, Rudzki-Janson I, Wichelhaus A, Winterhalder P. Ceramic inlays: is the inlay thickness an important factor influencing the fracture risk? *J Dent* 2013;41:628–635.
28. Ferraris F. Posterior indirect adhesive restorations (PIAR): preparation designs and adhesthetics clinical protocol. *Int J Esthet Dent* 2017;12:482–502.
29. Chang YH, Lin WH, Kuo WC, Chang CY, Lin CL. Mechanical interactions of cuspal-coverage designs and cement thickness in a cusp-replacing ceramic premolar restoration: a finite element study. *Med Biol Eng Comput* 2009;47:367–374.
30. Krifka S, Stangl M, Wiesbauer S, Hiller KA, Schmalz G, Federlin M. Influence of different cusp coverage methods for the extension of ceramic inlays on marginal integrity and enamel crack formation in vitro. *Clin Oral Investig* 2009;13:333–341.
31. Veneziani M. Posterior indirect adhesive restorations: updated indications and the Morphology Driven Preparation Technique. *Int J Esthet Dent* 2017;12:204–230.
32. Rocca GT, Rizcalla N, Krejci I, Dietschi D. Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part II. Guidelines for cavity preparation and restoration fabrication. *Int J Esthet Dent* 2015;10:392–413.
33. Rodrigues SP, Paiva JM, De Francesco S, Amaral MI, Oliveira FJ, Silva RF. Artifact level produced by different femoral head prostheses in CT imaging: diamond coated silicon nitride as total hip replacement material. *J Mater Sci* 2013;24:231–239.
34. Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth JF. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater* 2015;55:1–11.
35. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics* 2004;24:1679–1691.
36. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971;131:107–111.
37. Lebon N, Tapie L, Vennat E, Mawussi B. Influence of CAD/CAM tool and material on tool wear and roughness of dental prostheses after milling. *J Prosthet Dent* 2015;114:236–247.
38. Evans AG. Slow crack growth in brittle materials under dynamic loading condition. *Int J Fract* 1974;10:251–259.
39. Dong XD, Ruse ND. Fatigue crack propagation path across the dentinoenamel junction complex in human teeth. *J Biomed Mater Res A* 2003;66:103–109.
40. Dong X, Yin L, Jahanmir S, Ives LK, Rekow ED. Abrasive machining of glass-ceramics with a dental handpiece. *Mach Sci Technol* 2000;4:209–233.
41. Song XF, Yin L, Han YG, Li J. Finite element analysis of subsurface damage of ceramic prostheses in simulated intraoral dental resurfacing. *J Biomed Mater Res* 2008;85:50–59.
42. Song XF, Yin L. Subsurface damage induced in dental resurfacing of a feldspar porcelain with coarse diamond burs. *J Biomech* 2009;42:355–360.
43. Yin L, Jahanmir S, Ives LK. Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. *Wear* 2003;255:975–989.
44. Jahanmir S. Ultrahigh speed microgrinding of dental ceramics. *Mach Sci Technol* 2010;14:411–422.
45. Gaspar M, Weichert F. Integrated construction and simulation of tool paths for milling dental crowns and bridges. *Comput-Aided Des* 2013;45:1170–1181.
46. Koren Y. Control of machine tools. *J Manuf Sci Eng* 1997;119:749–755.

Untersuchung der Maßgenauigkeit einer gefrästen Restauration verglichen mit ihrem CAD-Modell

Schlüsselwörter: CAD/CAM, Restauration, Randpassung, 3-D-Bildgebung, Messgenauigkeit, Mikro-Computertomografie

Zusammenfassung

Ziel: Gegenwärtig gibt es keine zuverlässige Methode, um die Maßhaltigkeit von in einem digitalen Fertigungsverfahren hergestellten Restaurationen zu bewerten. Für den CAD/CAM-Prozess gilt die digitale Konstruktion der Restauration als Referenz, deren exakte Reproduktion im Fertigungsprozess entscheidend ist. Ziel dieser Studie war es daher, einen Vergleich zwischen einem CAM-gefertigten Onlay und seiner CAD-Konstruktion durch Überlagerung des CAD-Modells mit einer Digitalisierung des gefrästen Onlays durchzuführen.

Material und Methoden: Die in dieser Studie entwickelte und im vorliegenden Artikel vorgestellte messtechnische Prüfmethode besteht in einem Vergleich der mittels Mikro-Computertomografie (μ CT) gewonnenen Punktwolke und dem CAD-Modell der Restauration. Zunächst wurde eine Schätzung aller Prüfmethode-bedingten Messfehler durchgeführt, wobei die Messfehler durch Prüfung der Maßgenauigkeit eines Referenzobjektes mit bekanntem Maß bestimmt und die metrologische Prüfung anschließend auf eine Onlay-Restauration extrapoliert wurde.

Ergebnisse: Die Schätzung der Messfehler lieferte, verglichen mit den üblichen in der zahnmedizinischen Forschung entwickelten messtechnischen Protokollen, zufriedenstellende Ergebnisse. Die Maßabweichung zwischen der Gauß-Kugel und der zertifizierten Keramikkugel wurde mit 0,31 %, die Formabweichung mit 0,165 μ m geschätzt. Bei der Prüfung der Oberflächen des gefrästen Onlays fanden sich ungenügend gefräste Areale auf der Kaufläche, insbesondere in der anatomischen Fossa, sowie ein verglichen mit der glatten Konstruktion unregelmäßiger Rand.

Schlussfolgerung: Durch eine zuverlässige μ CT-basierte Untersuchung der Maßgenauigkeit eines CAM-gefertigten Onlays im Vergleich mit seinem CAD-Modell konnte das Leistungsniveau von CAD/CAM-Systemen gezeigt werden. Die Verlässlichkeit dieser Methode wurde durch eine vorangehende Schätzung der inhärenten Messfehler bestätigt. Eine solche Schätzung ist für die messtechnische Analyse grundlegend.



William Pacquet

William Pacquet, DDS, MS, PhD(c)
 Université Sorbonne Paris Nord, Bobigny, France;
 Université de Paris, Montrouge, France; Oral
 Rehabilitation Department, Faculty of Dentistry,
 University Lille Nord de France, France

Laurent Tapie, MS, PhD
 Université Sorbonne Paris Nord, Bobigny, France;
 Université de Paris, Montrouge, France

Bernardin Mawussi, MS, PhD
 Université Sorbonne Paris Nord, Bobigny, France;
 Université de Paris, Montrouge, France

Philippe Boitelle, DDS, MS, PhD
 Université Sorbonne Paris Nord, Bobigny, France;
 Université de Paris, Montrouge, France; Oral
 Rehabilitation Department, Faculty of Dentistry,
 University Lille Nord de France, France

Address Dr William Pacquet; Research Unit in Innovative Dental Materials and Interfaces (URB2i – UR 4462), Université de Paris and Université Paris 13 1, rue M. Arnoux 92120 Montrouge, France; Tel: +33 1 58076725; Email: pacquet.william@gmail.com

Annexe 2

Pacquet W, Tapie L, Mawussi B, Boitelle P.

Volumetric and dimensional accuracy assessment of CAD-CAM manufactured dental prosthesis in various materials

Journal of Prosthetic Dentistry 2021 ;S0022-3913(21)00325-5

RESEARCH AND EDUCATION

Volumetric and dimensional accuracy assessment of CAD-CAM–manufactured dental prostheses from different materials

William Pacquet, DDS, MS, PhD(c),^a Laurent Tapie, MS, PhD,^b Bernardin Mawussi, MS, PhD,^c and Philippe Boitelle, DDS, MS, PhD^d

In spite of the popularity of computer-aided design and computer-aided manufacturing (CAD-CAM), studies on the ability of numerical control machine tools to accurately produce the designed prosthesis are lacking.¹ These digital systems should limit human bias and standardize the quality of fixed prostheses.^{2,3} However, in spite of advanced digital technology, the complex tooth preparation shapes can lead to failures.⁴

CAD-CAM materials are typically selected based on their clinical properties. For example, a ceramic material might be selected for its optical properties depending on the esthetic requirements, while a composite resin material will be preferred for its low abrasiveness depending on the occlusal relationship.^{2,5} However, the machinability of the material leading to minimal surface and volumetric defects has rarely been considered.⁶ Nevertheless, the brittle behavior of certain materials can affect clinical outcome,⁷⁻¹⁰ and studies are lacking on the effects of the machining process on prosthesis shape in relation to the material.¹¹

ABSTRACT

Statement of problem. In computer-aided design and computer-aided manufacturing (CAD-CAM) dentistry, the CAD of the prosthesis represents the clinical prerequisite design to restore the treated tooth. However, how closely the CAM prosthesis shape matches the CAD, particularly in relation to different materials, is unclear.

Purpose. The purpose of this in vitro study was to evaluate onlays designed and manufactured with the same CAD-CAM system but manufactured with different materials.

Material and methods. A single standard tessellation language (STL) model was used to produce 6 composite resin onlays, 6 leucite glass-ceramic onlays, and 6 lithium disilicate glass-ceramic onlays. The onlays were digitized by using an X-ray microtomographic protocol with a metrological calibration. The CAD model was then compared with the scans of the different onlays. An analysis by region of interest was then carried out to assess the accuracy and reliability of the dimensional accuracy.

Results. The composite resin and the lithium disilicate glass-ceramic had the best dimensional accuracy. The leucite glass-ceramic exhibited a lack of trueness linked to consistent overmilling. The composite resin had less peripheral chipping than the glass-ceramics.

Conclusions. The composite resin and the lithium disilicate glass-ceramic material exhibited satisfactory dimensional accuracy. Milling the glass-ceramic before crystallization considerably improved dimensional accuracy. (*J Prosthet Dent* 2021;■:■-■)

A prosthesis with poor dimensional accuracy results in poorly fitting intaglio or proximal surfaces. On the occlusal surface, adjustments may weaken the prosthesis. Poor intaglio adaptation may lead to degradation of the bonded interface.^{12,13}

The machinability of a CAD-CAM material has generally been evaluated by its surface roughness or marginal chipping.¹⁴⁻¹⁶ However, the overall concept of machinability must also reflect the ability of a CAM system to reproduce the requested CAD geometry. In the

This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

^aAssistant Professor, Oral rehabilitation Department, Faculty of Dentistry, University Lille Nord de France, Paris, France.

^bSenior Lecturer, Mechanical engineering Department, University Sorbonne Paris Nord, Paris, France.

^cProfessor and Senior Lecturer, Mechanical engineering Department, University Sorbonne Paris Nord, Paris, France.

^dSenior Lecturer, Oral rehabilitation Department, Faculty of Dentistry, University Lille Nord de France, Paris, France.

Clinical Implications

Different materials are available to manufacture dental prostheses with CAD-CAM systems, the most important parameters being the prosthesis dimensional accuracy. For example, internal and proximal surface undermilling may prevent prosthesis insertion or accurate margins, and overmilling may promote bonded joint degradation. Clinicians should choose machinable materials, composite resin, leucite glass-ceramic, or lithium disilicate glass-ceramic, as per their machinability.

present study, the dimensional accuracy with respect to the CAD model was evaluated.¹⁷ The research hypothesis was that the CAD model and the digitized CAM would be identical. A comparison was made between a clinical reference prosthesis designed by CAD and the digitization of prostheses machined by the same CAM system from different materials.

MATERIAL AND METHODS

After the metrological calibration step of the measurement chain, the prostheses were scanned by using X-ray microtomography and digitally processed to be numerically superimposed on the reference CAD model.¹⁸ Thus, the machinability of a composite resin material (Tetric CAD; Ivoclar Vivadent AG), a leucite glass-ceramic material (Empress CAD; Ivoclar Vivadent AG), and a lithium disilicate glass-ceramic material (e.max CAD; Ivoclar Vivadent AG) were compared. An Ivorine mandibular first molar in a dentate typodont (ANKA-4 ZE; Frasco GmbH) was prepared and used for all the prostheses compared in the study. The tooth was prepared with diamond rotary instruments as per current recommendations¹⁹⁻²⁶ (Set LD0424A; Komet) and finished with flexible abrasive disks (Clearfil Twist Dia; Kuraray). The onlay preparation was based on a 2-mm-deep primary cavity with proximal walls that diverged between 6 and 10 degrees. The mesiolingual cusp was covered^{20,23} with a chamfer margin, a design suitable for onlays without a high esthetic requirement.^{25,26}

The prepared tooth, its antagonist, and the occlusion were digitized with a laboratory scanner with a resolution of 5 μm (TRIOS D2000; 3Shape A/S). The restorations were designed by using a dental CAD software program (TRIOS Dental Designer, v19.3.0; 3Shape A/S). The standard tessellation language (STL) CAD model of the prosthesis became the shape reference in this protocol.

Eighteen onlays were milled with CAM by using a 5-axis numerically controlled machine tool for dental use (Programill PM7; Ivoclar Vivadent AG) with the milling

parameters and associated machining strategy recommended by the manufacturer. For each of the 3 series of materials, the same 4 milling tools were used: a $\text{\O}3$ -mm round-end diamond rotary instrument at 42 000 rpm, a $\text{\O}2$ -mm round-end diamond rotary instrument at 42 000 rpm, a $\text{\O}1$ -mm round-end diamond rotary instrument at 42 000 rpm, and a $\text{\O}0.5$ -mm pointed-end diamond rotary instrument at 48 000 rpm for the occlusal fossae. Each series was milled simultaneously, and the diamond rotary instruments were changed for each group. The machining strategy has been reported to have a major impact on the quality of the definitive prosthesis.²⁷⁻³¹ Six onlays were made in lithium disilicate glass-ceramic (e.max CAD; Ivoclar Vivadent AG), 6 in leucite glass-ceramic (Empress CAD; Ivoclar Vivadent AG), and 6 in composite resin (Tetric CAD; Ivoclar Vivadent AG). The attachment areas of the prostheses were not removed to eliminate human intervention.

A first calibration step allowed the validation of the measurement chain,¹⁸ which was applied to a grade 5 ceramic ball of known dimension and density. Once the error level was known and was considered reliable, the protocol was applied to all specimens. As the object was a sphere, a Gaussian sphere associated with the points cloud was numerically constructed by using the least squares method. The digitized sphere form deviation was evaluated by the analysis of distances between the digitized object mesh and the Gaussian sphere determined by construction of the orthogonal projection.³²⁻³⁴ As per this calibration, the measurement error was estimated by 1-dimensional deviation and 1-form deviation criteria introduced by the measurement chain. Once these 2 criteria were 10 times below the clinically acceptable dimensional and formed deviation, the measurement chain was considered reliable.

The X-ray microtomographic acquisitions of the onlays were performed by using a microcomputed tomography (μCT) X-ray microtomograph (Quantum FX; Perkin Elmer) with an accelerating voltage of 100 kV, an amperage of 100 mA, and a resolution of 20 μm . After the X-ray microtomographic acquisitions, image processing, segmentation, and extraction were carried out by using a software program (ImageJ; National Institutes of Health). Gray level segmentation was carried out on the images by using autothresholding with an isomorphic algorithm because the material was homogeneous and uniform. The image stacks were processed to obtain a 3-dimensional (3D) model in STL format. The resulting meshes were transferred to an inspection software program for metrological analysis of points cloud data (GOM Inspect 2018; Gesellschaft für Optische Messtechnik GmbH). The inspection software program was categorized with the lowest measurement deviations (class 1) by the Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) and the National Institute of Standards and Technology (NIST).

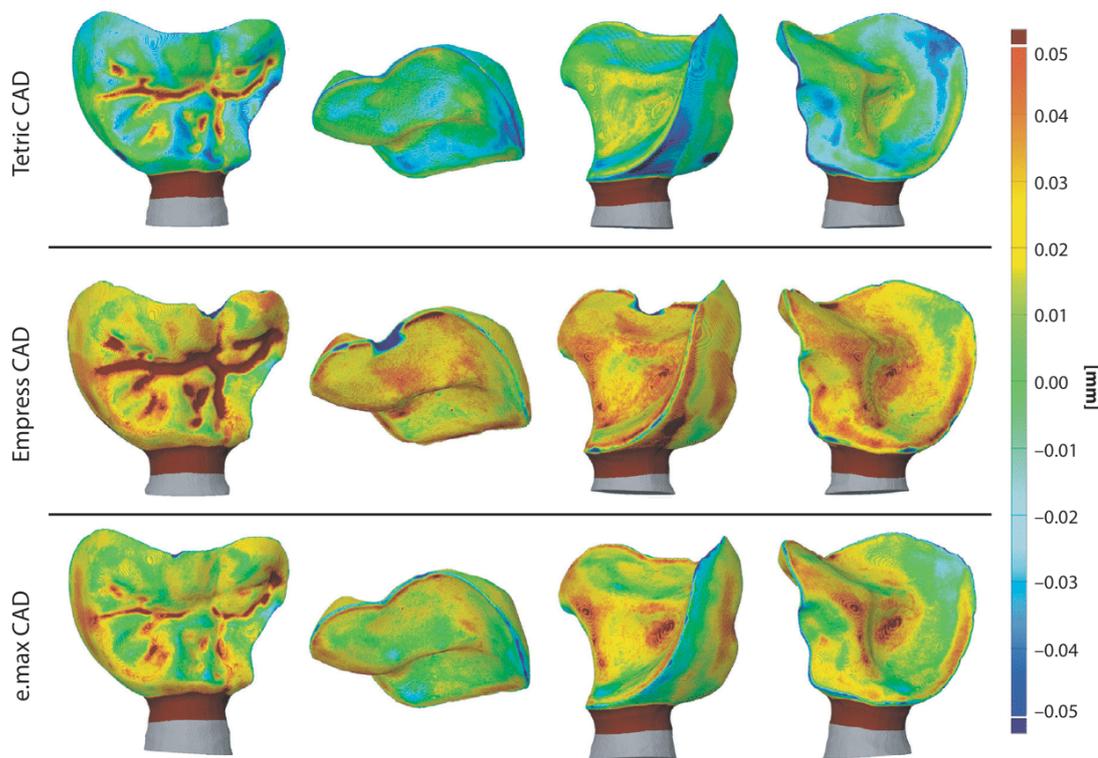


Figure 1. Three-dimensional global maps of one specimen of each group. CAD, computer-aided design.

The reference CAD point cloud represented by its STL model was superimposed on the STL model resulting from the X-ray microtomographic acquisition, and metrological inspections were carried out in 3D maps. The GOM inspect global best fit function was used for the superimposition of the CAD and the mesh to minimize all deviations between both nominal and actual surfaces because no datum structures allowed a local best fit. The 3D maps were carried out by the orthogonal projections of the CAD model mesh on the digitized onlay mesh. Four common regions of interest (ROIs) were delimited on the CAD model to measure the same areas on each machined prosthesis: an occlusal area, a proximal area, the internal area, and the marginal limit. A quantitative evaluation was carried out by exporting the numerical values of the distances of each orthogonal projection for each ROI. The measurement values embedded in an American Standard Code for Information Interchange (ASCII) file were then postprocessed with a digital calculation software program (Scilab Enterprises). The values were then classified as per their frequencies to produce frequency diagrams and trend curves. The frequency of absent projections was considered in these diagrams under the name of “undefined” values. Accuracy was analyzed as per the International

Organization for Standardization (ISO) standard 5725.^{35,36}

RESULTS

Global 3D mapping of 1 representative specimen of each series is shown in Figure 1. The frequency diagrams of the orthogonal projection values of the CAD model on the digital prosthesis are shown in Figure 2 for the internal ROI, in Figure 3 for the occlusal area ROI, in Figure 4 for the proximal ROI, and in Figure 5 for the marginal limit ROI. The median values of the distances of the different ROI are presented in Table 1.

DISCUSSION

The CAD-CAM production of dental prostheses makes it theoretically possible to avoid many human biases and should make it possible to optimize production and reproducibility. Unfortunately, the accumulation of physical and digital dispersions within this entire CAD-CAM system induces a difference between the requested CAD model and the physical prosthesis produced.³⁷ The method used in this study allowed a reliable and reproducible quantitative numerical analysis concerning the difference between the requested CAD

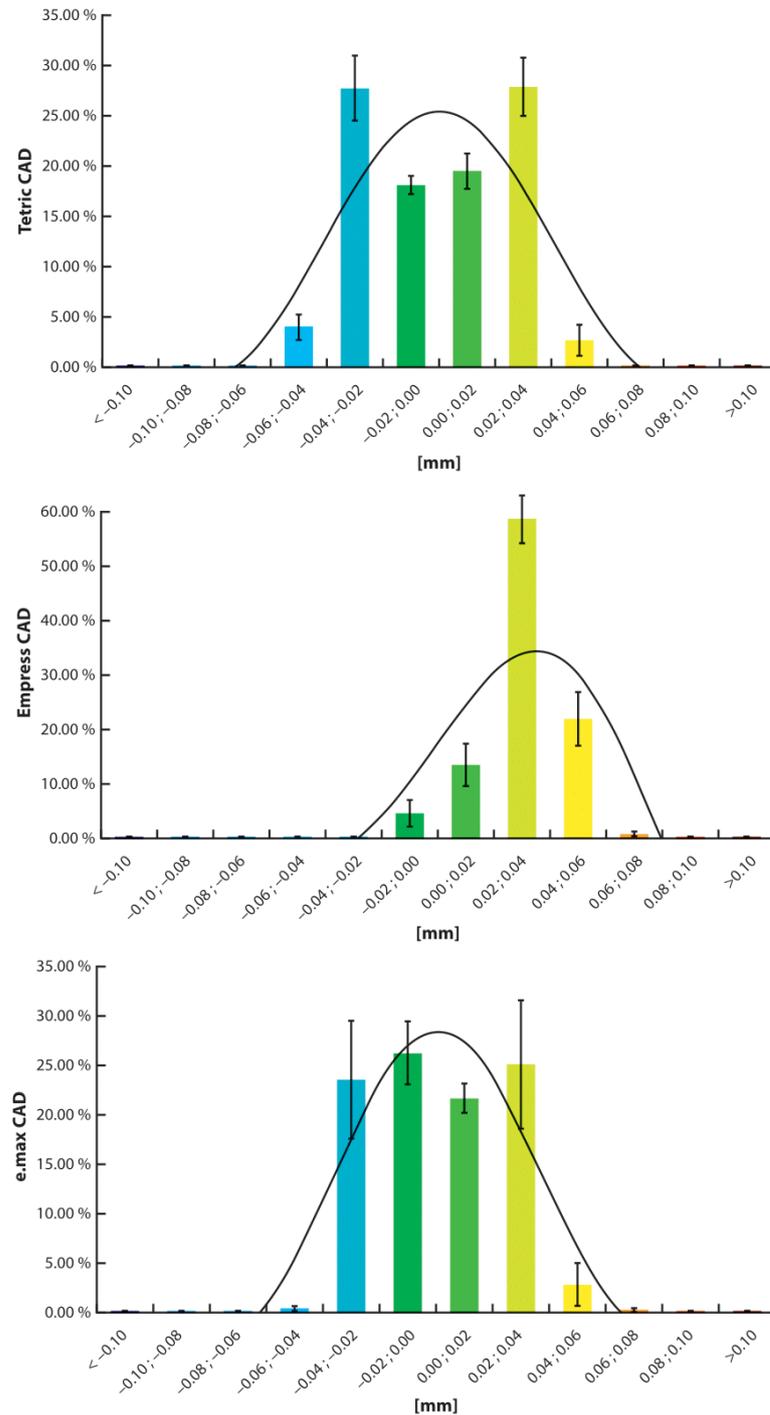


Figure 2. Frequency diagrams of distances (mm) of internal region of interest. CAD, computer-aided design.

model and the physical prosthesis. The data supported rejecting the null hypothesis that the CAD model and the digitized CAM would be identical. However, the complexity of the shape of a dental prosthesis

prevented a conventional presentation of results with means and standard deviations. Indeed, complex shapes cause different variations, whether material excess or deficiency, and deviation distribution did not

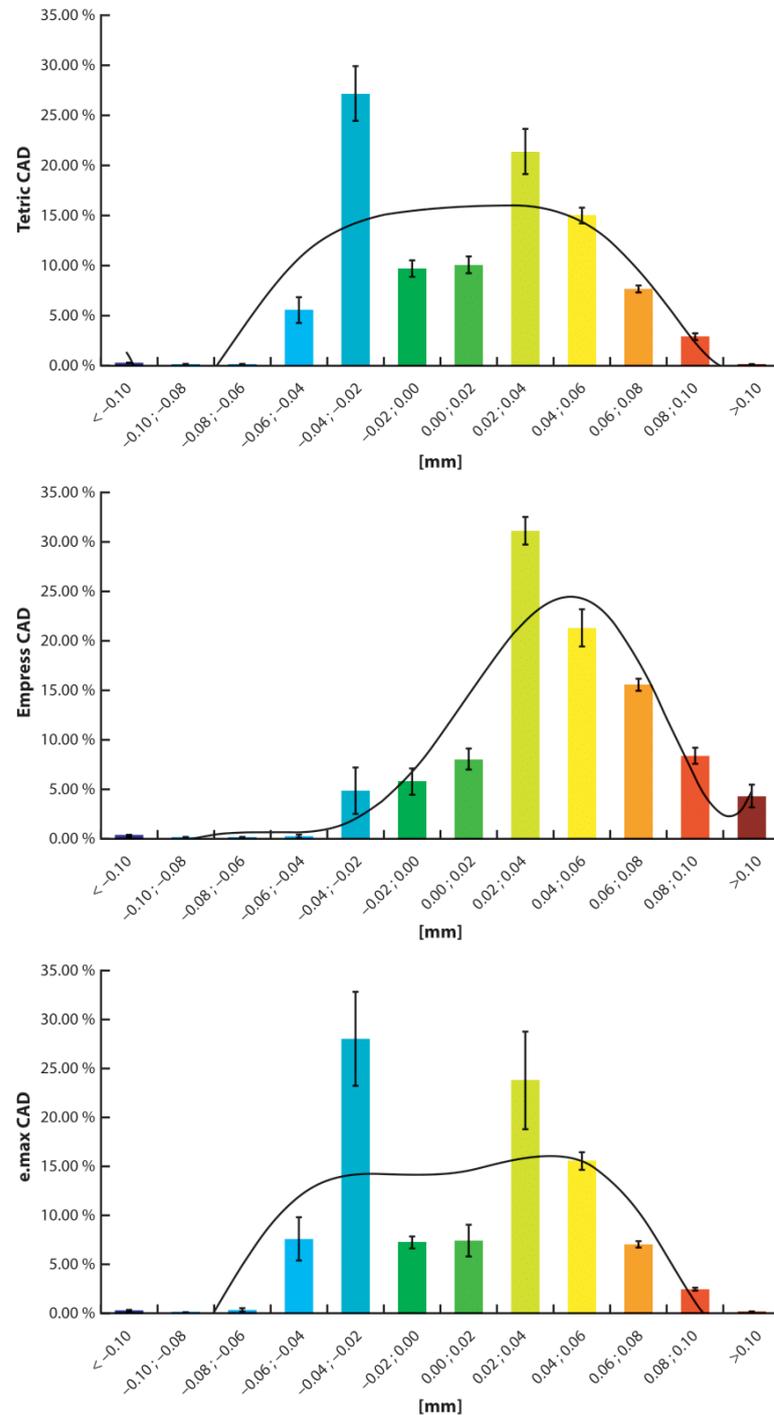


Figure 3. Frequency diagrams of distances (mm) of occlusal region of interest. CAD, computer-aided design.

follow a Gaussian distribution resulting in nonrepresentative means and large standard deviations. Dividing prostheses into ROI overcame this problem because an area with similar manufacturing constraints presented

similar defects. Furthermore, it allowed a table of the defects in the form of frequency diagrams, which provide a significant description of the defects of the same ROI. In addition, the ROI was divided by clinical

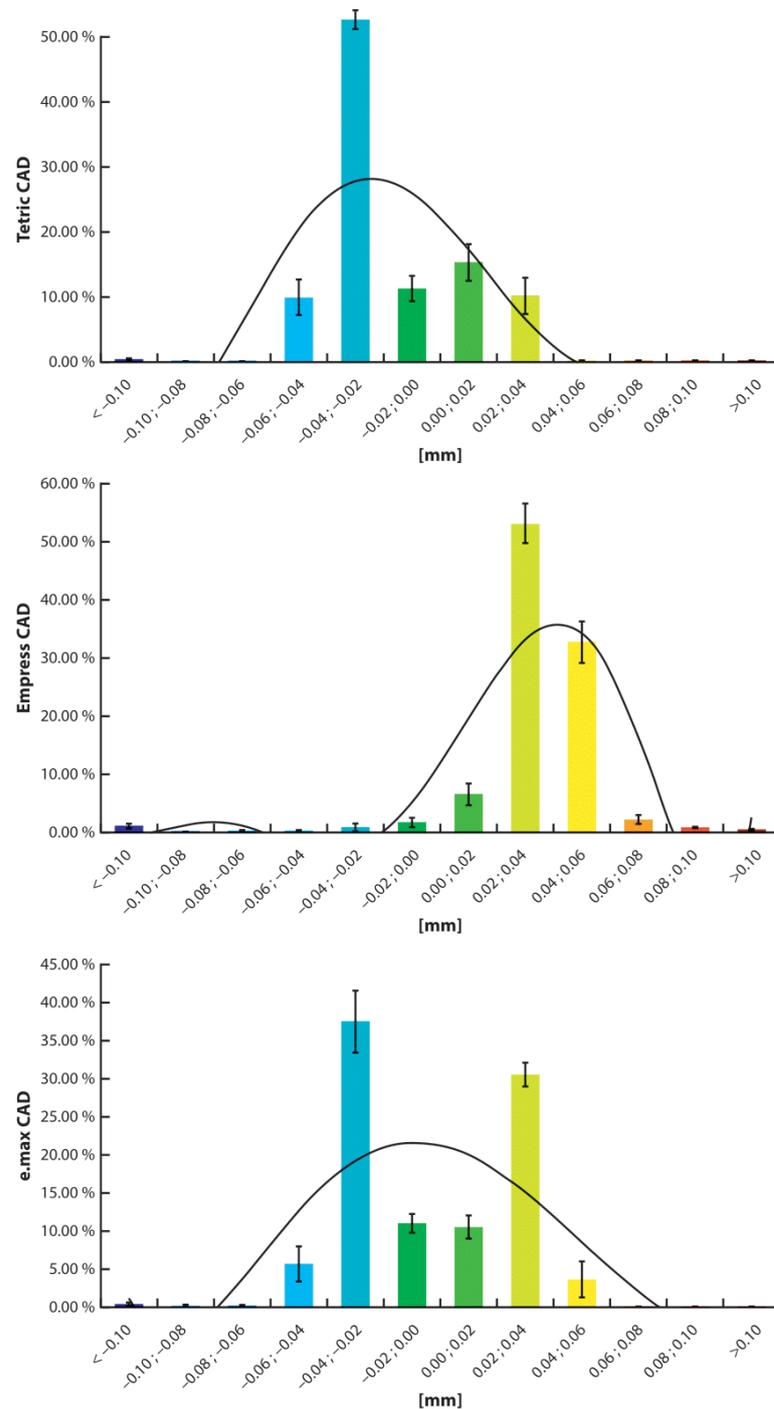


Figure 4. Frequency diagrams of distances (mm) of proximal region of interest. CAD, computer-aided design.

interest, which allowed a clinical extrapolation of the type of defects.

The parameters associated with the machining strategies did not change depending on the material.

However, optimization of the tool path has been reported to reduce peripheral chipping considerably.^{27,28} In addition, the rotational speed and feed rate and the grit size of the tools have a major impact on chipping.^{29-31,38}

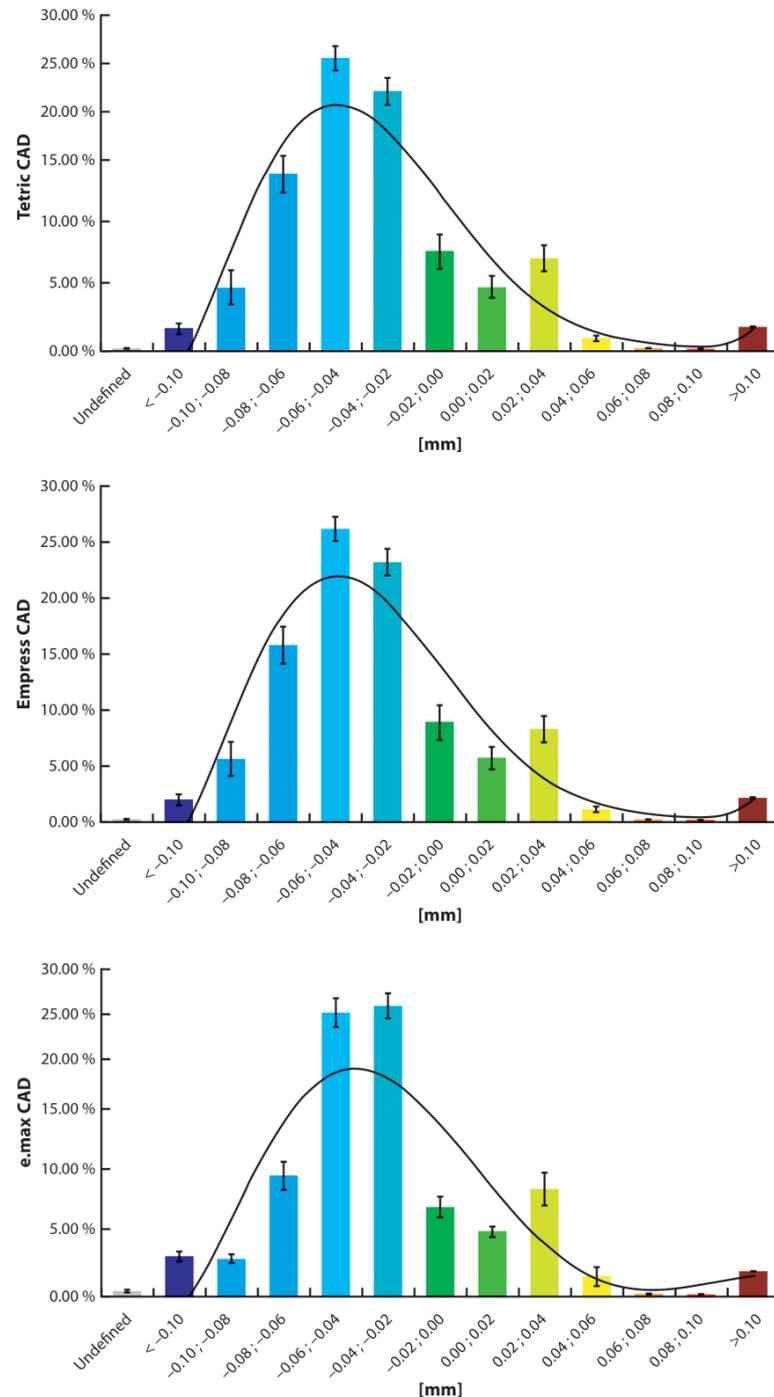


Figure 5. Frequency diagrams of distances (mm) of marginal limit region of interest. CAD, computer-aided design.

Global maps as seen in Figure 1 provide much information concerning the influence of the tool-material couple and the tool-shape couple on the machinability of prostheses. Overmilled areas or deficient areas appear in blue, while undermilled areas or excess areas appear in

red. However, the red area on the lingual side of the prosthesis corresponded to the attachment point. This part was present in excess on the prosthesis because it was absent on the digital design and would be removed by the dental laboratory technician.

Table 1. Median values of projections by ROI and material

Material	Internal ROI	Occlusal ROI	Proximal ROI	Marginal Limit ROI
Tetric CAD	7.3 μm	17.8 μm	-25.5 μm	-39.8 μm
Empress CAD	31.0 μm	39.6 μm	36.5 μm	15.5 μm
e.max CAD	-8.0 μm	19.1 μm	-15.7 μm	-36.5 μm

CAD, computer-aided design; ROI, region of interest.

Concerning the general appearance of the prostheses, the Tetric CAD specimens appeared to be overall undersized, while the e.max CAD specimens appeared adequate and the Empress CAD specimens appeared oversized. This was consistent with the material-tool couple relative to the material; Tetric CAD is a composite resin with a higher wear rate than the 2 others. The Archard general wear equation explains the wear rate with the relative influence of various parameters including load, surface hardness, or tool roughness.¹⁶ The difference between Empress CAD and e.max CAD can be explained by the fact that e.max CAD is partially crystallized (in the form of a blue block) to facilitate milling.

From a more local point of view, the occlusal fossae of all prostheses were undermilled, which corresponded to a gap between the requirements of the requested CAD and the technical constraints of the CAM. In this case, this was the size of the smallest tool used, which was larger in diameter than the size of the occlusal fossae. The difference between the occlusal fossae in the composite resin and in the fully crystallized glass-ceramic may have been because of the different material-tool couple. Finally, deep and fine anatomic grooves were produced by machining brittle materials at the risk of initiating cracks.^{7,8}

In the marginal limit ROI, the more brittle materials such as glass-ceramics were more subject to peripheral chipping under the machining loads, but more ductile materials such as composite resins were less affected.^{9,10} Furthermore, peripheral deficiencies were more apparent for the Empress CAD, which was already fully crystallized, unlike the e.max CAD, which was milled before crystallization. The median table, as seen in Table 1, confirms the difference between the marginal limit ROI of the e.max CAD and the Empress CAD. The glass-ceramic milled after crystallization was oversized compared with the 2 other materials.

Clinically, a marginal discrepancy of less than 80 μm has been considered undetectable.³⁴ The distances between +40 μm and -40 μm will be the satisfactory range, while values lower or higher than the limit of this interval could indicate errors in the CAD-CAM system. All the medians in Table 1 were included in the satisfactory range between +40 μm and -40 μm . The presentation of trend curves helps confirm the trueness and precision of machining based on ROI. Accuracy was defined according to the International Organization for

Standardization (ISO) 5725 standard as the combination of trueness and precision.^{23,24} Precision is the ability to give the same results for the same true value, resulting in a narrow trend curve. Trueness is the ability to give average results corresponding to the true value; this results in a peak of the curve centered on zero because this value corresponded to the absence of a difference between the 2 analyzed elements.

Regarding the internal ROI as seen in Figure 2, the Tetric CAD and e.max CAD trend curves were narrow and zero-centered with values within the satisfactory range (93.2% of values within satisfactory range for Tetric CAD and 96.5% for the e.max CAD). The internal area milling of Tetric CAD and e.max CAD specimens was expected to be accurate. For the Empress CAD, the trend curve was not zero-centered and was more extended (77.1% of values within the satisfactory range), which reflected the undermilled aspect of the lower surface of Empress CAD. Clinically, this will lead to a prosthesis that will be difficult to insert and the potential need for internal manual adjustment, which may promote fractures, as well as increased marginal microleakage.^{7,8}

Regarding the occlusal ROI as seen in Figure 3, the Tetric CAD and e.max CAD trend curves were zero-centered, which confirms their accuracy. However, the frequencies of values were excessive, which confirms the lack of precision (68.3% of values within satisfactory range for the Tetric CAD and 66.6% for the e.max CAD). Lack of precision was mainly because of the significant presence of machining defects that were greater than the satisfactory range (25.1% for e.max CAD and 25.6% for Empress CAD); these areas of the occlusal fossae were inaccessible to the rotary instruments, reducing prosthesis accuracy. The Empress CAD trend curve was narrower (more precise) but too far from zero (49.8% of values within the satisfactory range), and the frequency of values greater than the satisfactory range represented 45.2% of the distribution of values. The occlusal surfaces of all groups were generally undermilled and excessively undermilled in the Empress CAD group. Clinically, undermilled occlusal grooves may lead to an imprecise occlusal relationship. Occlusal adjustment by the dental laboratory technician may initiate cracks.^{7,8}

Regarding the proximal ROI as seen in Figure 4, the Tetric CAD trend curve was narrow but not zero-centered, despite 89.5% of values within the satisfactory range. This was because 52.6% of the defects were between 0.02 mm and 0.04 mm, leading to overmilling of the proximal area. The CAD e.max has a narrow zero-centered trend curve, with 89.7% of values in the satisfactory range. The reproduction of the proximal area in the e.max CAD was therefore accurate. For the Empress CAD, the proximal surface was also undermilled with

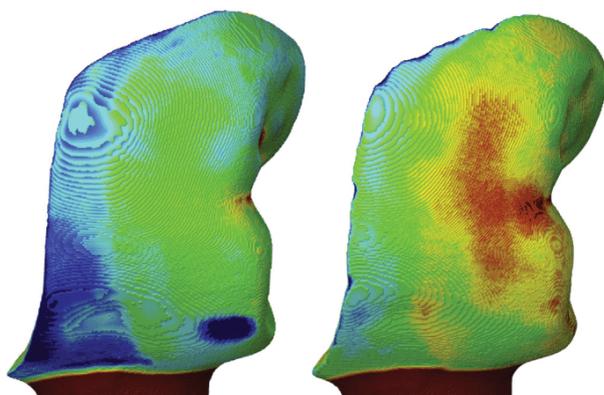


Figure 6. Comparison of marginal limit region of interest on specimen of Tetric CAD (left) and e.max CAD (right).

54.0% of values within the satisfactory range, 53.2% of which were between 0.02 mm and 0.04 mm, 35.8% of the values were greater than the satisfactory range. Clinically, an overmilled proximal surface will result in a deficient proximal contact, while an undermilled proximal surface will result in an excessive contact that will need to be adjusted on delivery.³⁹

Regarding the marginal limit ROI as seen in Figure 5, the trend curves of Tetric CAD and e.max CAD were extended and were not zero-centered (46.2% of values included in the confidence interval for Tetric CAD and 50.6% for e.max CAD). Values outside the satisfactory range were typically lower. In spite of comparable numerical values, from the global maps of these areas as seen in Figure 6, these values reflect 2 phenomena: excessive thinning imposed by marginal thickness close to zero (mostly in composite resin) and marginal chipping (mostly in glass-ceramic). Extremely low thickness areas cannot be machined accurately, and brittle materials like glass-ceramic will fracture. For the Empress CAD, the curve shows 2 peaks, and although 56.4% of the values were within the satisfactory range, this was because the overall undermilled aspect of the prosthesis compensated for these values.

The tables of marginal limit ROI present values that were considered undefined because these zones did not allow the distance created by the orthogonal projections from the digitized onlay mesh on the CAD model mesh. Excessive defects prevent the software program from finding a point to establish a distance by orthogonal projection, as seen in Figure 7. These values were therefore attributable to chipping and can be associated with values less than -0.10 mm; the sum of these values represents 2.3% for the Tetric CAD, 4.2% for the e.max CAD, and 10.6% for the Empress CAD. The tools used were similar for each specimen, whereas the material-tool

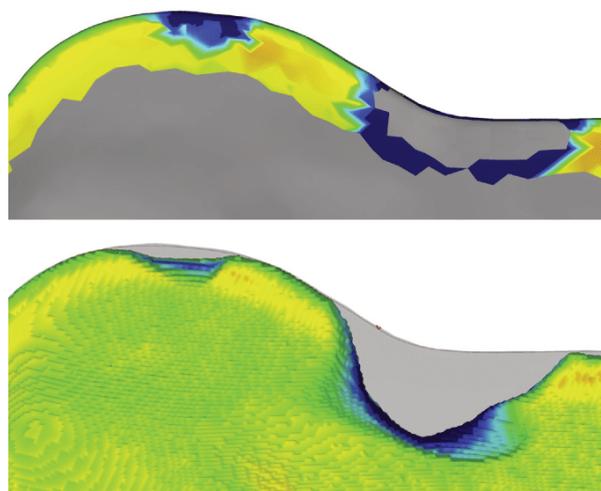


Figure 7. Map of peripheral region of interest projected on computer-aided design presenting one "undefined" defect at top and global mapping projected on mesh of corresponding prosthesis at bottom.

couple has a major impact on chipping.²⁶⁻²⁸ Chipping reduces marginal fit, bonding surface, and restoration lifetime, increases plaque retention, and can adversely affect esthetics.^{12,14} Volume quantification, as well as the design of the chips, would require future investigation.

CONCLUSIONS

Based on the findings of this in vitro study, the following conclusions were drawn:

1. Machining strategies such as tool paths, tool grid size, rotational speed, or feed rate were not adapted to the machinable material, within the same machine. Furthermore, machining strategies were not adapted to clinical regions of interest.
2. The composite resin material (Tetric CAD) had a satisfactory dimensional accuracy in spite of a slight overmilling owing to the material-tool couple. Moreover, the material exhibited the least peripheral chipping.
3. The leucite glass-ceramic material (Empress CAD) had low trueness with overall undermilling, the weakest accuracy, and the greater peripheral chipping, possibly because of the material hardness which was milled after final crystallization.
4. The lithium disilicate glass-ceramic material (e.max CAD) had satisfactory dimensional accuracy, similar to that of composite resin but with a higher level of chipping, possibly because the material was milled before final crystallization.

REFERENCES

- Benic GI, Sailer I, Zeltner M, Gütermann JN, Özcan M, Mühlemann S. Randomized controlled clinical trial of digital and conventional workflows for the fabrication of zirconia-ceramic fixed partial dentures. Part III: Marginal and internal fit. *J Prosthet Dent* 2019;121:426-31.
- Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 2009;28:44-56.
- Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *J Prosthodont Res* 2014;58:208-16.
- Zimmermann M, Valcanaia A, Neiva G, Mehl A, Fasbinder D. Influence of different CAM strategies on the fit of partial crown restorations: A digital three-dimensional evaluation. *Oper Dent* 2018;43:530-8.
- Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res* 2014;93:1232-4.
- Lambert H, Durand J-C, Jacquot B, Fages M. Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *J Adv Prosthodont* 2017;9:486-95.
- Gonzaga CC, Cesar PF, Miranda WG, Yoshimura HN. Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater* 2011;27:394-406.
- Benaqqa C, Chevalier J, Saïdaoui M, Fantozzi G. Slow crack growth behaviour of hydroxyapatite ceramics. *Biomaterials* 2005;26:6106-12.
- Rossetti PHO, do Valle AL, de Carvalho RM, De Goes MF, Pegoraro LF. Correlation between margin fit and microleakage in complete crowns cemented with three luting agents. *J Appl Oral Sci Rev FOB* 2008;16:64-9.
- Trajtenberg CP, Caram SJ, Kiat-amnuay S. Microleakage of all-ceramic crowns using self-etching resin luting agents. *Oper Dent* 2008;33:392-9.
- Schaefer O, Kuepper H, Thompson GA, Cachovan G, Hefti AF, Guentsch A. Effect of CNC-milling on the marginal and internal fit of dental ceramics: A pilot study. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater* 2013;29:851-8.
- Dong XD, Ruse ND. Fatigue crack propagation path across the dentino-enamel junction complex in human teeth. *J Biomed Mater Res A* 2003;66:103-9.
- Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *J Oral Rehabil* 2014;41:853-74.
- Lebon N, Tapie L, Vennat E, Mawussi B. Influence of CAD/CAM tool and material on tool wear and roughness of dental prostheses after milling. *J Prosthet Dent* 2015;114:236-47.
- Chavali R, Nejat AH, Lawson NC. Machinability of CAD-CAM materials. *J Prosthet Dent* 2017;118:194-9.
- Palin WM, Fleming GJ, Burke FJ, Marquis PM, Pintado MR, Randall RC, et al. The frictional coefficients and associated wear resistance of novel low-shrink resin-based composites. *Dent Mater* 2005;21:1111-8.
- Jeong Y-G, Lee W-S, Lee K-B. Accuracy evaluation of dental models manufactured by CAD/CAM milling method and 3D printing method. *J Adv Prosthodont* 2018;10:245-51.
- Pacquet W, Tapie L, Mawussi B, Boitelle P. Evaluation of the dimensional accuracy of manufactured dental prosthesis in relation to its computer-aided model. *Int J Comput Dent* 2020;23:1-8.
- Ahlers MO, Mörig G, Blunck U, Hajtó J, Pröbster L, Frankenberger R. Guidelines for the preparation of CAD/CAM ceramic inlays and partial crowns. *Int J Comput Dent* 2009;12:309-25.
- Guess PC, Schultheis S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. *J Prosthet Dent* 2013;110:264-73.
- Holberg C, Rudzki-Janson I, Wichelhaus A, Winterhalder P. Ceramic inlays: Is the inlay thickness an important factor influencing the fracture risk? *J Dent* 2013;41:628-35.
- Ferraris F. Posterior indirect adhesive restorations (PIAR): preparation designs and aesthetics clinical protocol. *Int J Esthet Dent* 2017;12:482-502.
- Chang Y-H, Lin W-H, Kuo W-C, Chang C-Y, Lin C-L. Mechanical interactions of cuspal-coverage designs and cement thickness in a cuspal replacing ceramic premolar restoration: A finite element study. *Med Biol Eng Comput* 2009;47:367-74.
- Krifka S, Stangl M, Wiesbauer S, Hiller K-A, Schmalz G, Federlin M. Influence of different cusp coverage methods for the extension of ceramic inlays on marginal integrity and enamel crack formation in vitro. *Clin Oral Investig* 2009;13:333-41.
- Veneziani M. Posterior indirect adhesive restorations: updated indications and the morphology driven preparation technique. *Int J Esthet Dent* 2017;12:204-30.
- Rocca GT, Rizcalla N, Krejci I, Dietschi D. Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part II. Guidelines for cavity preparation and restoration fabrication. *Int J Esthet Dent* 2015;10:392-413.
- Jahanmir S. Ultrahigh speed microgrinding of dental ceramics. *Mach Sci Technol* 2010;14:411-22.
- Gaspar M, Weichert F. Integrated construction and simulation of tool paths for milling dental crowns and bridges. *Comput-Aided Des* 2013;45:1170-81.
- Dong X-F, Yin L, Jahanmir S, Ives LK, Rekow ED. Abrasive machining of glass-ceramics with a dental handpiece. *Mach Sci Technol* 2000;4:209-33.
- Song X-F, Yin L, Han Y-G, Li J. Finite element analysis of subsurface damage of ceramic prostheses in simulated intraoral dental resurfacing. *J Biomed Mater Res* 2008;85:50-9.
- Song X-F, Yin L. Subsurface damage induced in dental resurfacing of a feldspar porcelain with coarse diamond burs. *J Biomech* 2009;42:355-60.
- Tapie L, Chiche N, Boitelle P. Adaptation Measurement of CAD/CAM dental crowns with x-ray micro-CT: Metrological chain standardization and 3D gap size distribution. *Adv Mater Sci Eng* 2016;2016:1-13.
- Du LY, Umoh J, Nikolov HN, Pollmann SI, Lee T-Y, Holdsworth DW. A quality assurance phantom for the performance evaluation of volumetric micro-CT systems. *Phys Med Biol* 2007;52:7087.
- Johnston SM, Johnson GA, Badea CT. Geometric calibration for a dual tube/detector micro-CT system. *Med Phys* 2008;35:1820-9.
- International Organization for Standardization. Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results – Part 1 : General principles and definitions. ISO; 1994.
- International Organization for Standardization. Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results – Part 2 : Basic method for the determination of repeatability and reproducibility of a standard measurement method. ISO; 2019.
- Tapie L, Lebon N, Mawussi B, Fron Chabouis H, Duret F, Attal J-P. Understanding dental CAD/CAM for restorations—the digital workflow from a mechanical engineering viewpoint. *Int J Comput Dent* 2015;18:21-44.
- Yin L, Jahanmir S, Ives LK. Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. *Wear* 2003;255:975-89.
- Newman MG. Newman and Carranza's clinical periodontology. 13th edition. Philadelphia, PA: Elsevier, Inc; 2018. p. 944.

Corresponding author:

Dr William Pacquet
 Research Unit in Innovative Dental Materials and Interfaces (URB2i-UR 4462)
 Université de Paris and Université Paris 13
 1 rue M. Arnoux 92120 Montrouge
 FRANCE
 Email: pacquet.william@gmail.com

CRediT authorship contribution statement

William Pacquet: Conceptualization, Methodology, Software, Software, Investigation, Resources, Data curation, Writing - original draft, Writing - review & editing, Project administration, Funding acquisition. **Laurent Tapie:** Conceptualization, Methodology, Validation, Writing - review & editing, Supervision. **Bernardin Mawussi:** Validation, Writing - review & editing; **Philippe Boitelle:** Validation, Writing - review & editing, Supervision, Project administration.

Copyright © 2021 by the Editorial Council for *The Journal of Prosthetic Dentistry*.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.05.024>

La durée de vie d'une prothèse dentaire est dépendante de nombreux facteurs, liés au patient, au praticien ainsi qu'à la prothèse même. Un des facteurs déterminant pour la longévité de la prothèse est l'intégration prothétique. Il apparaît donc pertinent d'évaluer et comparer les équipements de CFAO dentaire à travers des critères de mesures objectifs et reproductibles. Ce travail de thèse s'appuie sur une démarche scientifique pluridisciplinaire entre l'ingénierie mécanique et l'odontologie. Cette démarche consiste à contrôler la prothèse fabriquée par CFAO à travers des critères métrologiques. Ainsi l'objectif de la thèse est de mettre en place une démarche de rétrocontrôle en comparant la prothèse fabriquée par CFAO avec la prothèse conçue numériquement. Les concepts de la métrologie recommandent une étape de calibration et de validation pour qualifier le protocole et la chaîne de mesure. La phase de calibration repose sur une acquisition radiologique par microtomographie à rayons X. La CAO d'un onlay de référence a été confrontée à l'acquisition tridimensionnelle d'une prothèse obtenue. Pour finir, trois cohortes de différents matériaux accessibles à la CFAO (e.max CAD, Empress CAD et Tetric CAD) ont été comparés.

METROLOGICAL EVALUATION OF CAD/CAM MANUFACTURED DENTAL PROSTHESIS

The dental prosthesis lifespan depends on many factors, related to the patient, the practitioner and the prosthesis itself. Prosthetic integration is one of the decisive factors for prosthesis longevity. It therefore seems relevant to evaluate and compare dental CAD/CAM equipment using objective and reproducible measurement criteria. This thesis work is based on a multidisciplinary scientific approach between mechanical engineering and dentistry. This approach consists in checking the CAD/CAM manufactured prosthesis using metrological criteria. Thus, the objective of the thesis is to create a feedback process by comparing the manufactured prosthesis with the digitally designed prosthesis. Metrology concepts recommend a calibration and validation step to qualify the protocol and the measurement chain. The calibration phase is based on radiological acquisition by X-ray microtomography. The CAD of a reference onlay was compared with the three-dimensional acquisition of an output prosthesis. Finally, three cohorts of different CAD/CAM materials (e.max CAD, Empress CAD and Tetric CAD) were compared.

Discipline: Science des matériaux

Mots-clés : CFAO, Métrologie, Microtomographie à rayons X



Unité de Recherche Biomatériaux

Innovations et Interfaces

UR4462 / Faculté d'Odontologie

1 rue Maurice Arnoux 92120 Montrouge