Université de Lille

Evaluation des systèmes CFAO et conception de restaurations prothétiques mini-invasives

Habilitation à diriger des recherches de l'Université de Lille

Unité de recherche : URB2i (UR 4462)
Référent : Jean-Pierre Attal

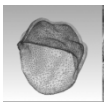
soutenue publiquement à Lille, le 04 juillet 2022, par

Philippe BOITELLE

Composition du jury

Iréna Sailer Professeur ordinaire, chef de division de prothèse fixe et biomatériaux, Université de Genève.	Présidente
Sylvie Montal Professeur des Universités, Praticien Hospitalier, Université de Montpellier, Responsable du service Centre de Soins d'enseignement et de recherche dentaires au CHU de Montpellier.	Rapporteur
Pierre Millet Professeur des Universités, Praticien Hospitalier, Université de Reims Champagne-Ardenne, Laboratoire d'ingénierie et Sciences des Matériaux LISM.	Rapporteur
Marion Flipo Maître de Conférences des Universités, Université de Lille, INSERM U1177 Drugs and Molecules for Living Systems, Institut Pasteur de Lille.	Rapporteur interne
Jean-Pierre Attal Maître de Conférences des Universités, HDR, Praticien Hospitalier, Université de Paris Cité, Laboratoire URB2i UR4462.	Garant
Claudine Wulfman Professeur des Universités, Praticien Hospitalier, Université de Paris Cité, Laboratoire URB2i UR4462.	Examinatrice
Laurent Tapie Maître de Conférences des Universités, HDR, Université de Paris Cité, Laboratoire URB2i UR4462.	Examinateur

URB2i
Unité de Recherche Biomatériaux Innovants et Interfaces



A Aurélie,

A Arthur et A Augustin,

A ma famille,

A mes amis.

Vous savoir derrière et avec moi est une force.
Ce travail est avant tout le vôtre.

Tables des matières

1 Curriculum Vitae 9

1.1 Présentation générale 9

1.2 Expériences professionnelles 9

1.3 Formations et qualifications 10

2 Activités d'enseignement 12

2.1 Responsabilités pédagogiques 12

2.2 Enseignement en formation initiale 12

2.3 Enseignement en formation post-universitaire 13

2.3.1 Tableau récapitulatif des activités d'enseignement 14

2.3.2 Contribution pédagogique 15

3 Activités Scientifiques 17

3.1 Introduction à mes travaux de recherche 17

3.1.1 2009 : Laboratoire GRB – Université Lille 2 17

3.1.2 2012 – 2015 : Travaux de thèse 20

3.2 Activité actuelle 22

Développement d'une antenne de l'URB2i 22

Mobilité internationale 22

Recherche pluridisciplinaire à l'interface génie mécanique – génie des matériaux en santé 23

Recherche sur l'adaptation de restaurations fabriquées par CFAO 25

Recherche sur l'adaptation et le comportement biomécanique de prothèse dentaire mini-invasive 27

3.3 Liste des publications et communications scientifiques 30

3.3.1 Articles dans des revues internationales à comité de lecture reconnues 30

3.3.2 Articles dans des revues nationales à comité de lecture 31

3.3.3 Communications dans des congrès internationaux 32

3.3.4 Communications Orales dans des congrès nationaux 33

3.3.5 Communications Affichées dans des congrès nationaux 33

3.3.6 Travaux universitaires 34

3.4 Liste des encadrements scientifiques effectués 36

3.4.1 Thèse de doctorat 36

3.4.2 Master 2 Recherche 36

3.4.3 Directions de Thèse d'exercice de docteur en Chirurgie-Dentaire 36
3.4.4 Participation aux jurys Thèse d'exercice de docteur en Chirurgie-Dentaire 38
4 Participation à la vie scientifique et Responsabilité collectives 42
Responsabilités scientifiques et administratives 42
Diffusion des travaux : rayonnement et vulgarisation 42
Référencements 44
5 Inspection et évaluation des chaînes CFAO dentaire 47
5.1 La chaîne de CFAO dentaire 47
5.2 Protocole d'évaluation de la performance des systèmes CFAO dentaires 51
5.3 Evaluation des chaînes métrologiques indirecte 54
6 Intégration clinique des restaurations prothétiques fabriquées par CFAO 62
6.1 Niveau d'adaptation in-vitro des restaurations fabriquées par CFAO 62
6.2 Niveau d'adaptation in-vitro des restaurations partielles postérieures collées 68
6.3 Niveau d'adaptation clinique des restaurations partielles postérieures collées 70
7 Conceptualisations de nouveaux protocoles cliniques et d'outil pédagogique 72
7.1 Proposition d'une conception de prothèse plurale mini-invasive 72
7.2 Proposition d'un protocole de numérisation d'empreinte en Prothèse Amovible 76
7.3 Proposition de création d'outil pédagogique en prothèse fixée 79
8 Perspectives de recherche 81
Annexe 1: RI1 88
Annexe 2: RI2 110
Annexe 3: RI3 127
Annexe 4: RI4 140
Annexe 5: RI5 147
Annexe 6: RI6 155
Annexe 7: RI7 163
Annexe 8: RI8 173
Annexe 9: 185
Annexe 10: 190
Annexe 11: 191

Remerciements

A l’écriture de ce mémoire, je mesure le chemin parcouru. Voilà maintenant 10 ans que j’ai été accueilli parmi les membres du laboratoire URB2i - UR 4462 pour entamer des travaux de recherche et me donner le privilège de soutenir une thèse d’Université. Ce mémoire d’HDR est l'occasion de remercier les personnes qui m’ont accompagné tout au long de ce travail.

Mes premiers remerciements iront au Dr Jean-Pierre Attal pour sa confiance, pour ses conseils toujours avisés et pour ses qualités humaines qui en font un catalyseur d’opportunité. Jean-Pierre a eu surtout la bonne idée, à l’époque, de m'intégrer dans la toute nouvelle équipe de CFAO du laboratoire où j’ai appris à faire de la science. Je t’en suis extrêmement reconnaissant.

Je voudrais remercier spécialement Laurent Tapie pour son soutien, sa disponibilité, et sa rigueur scientifique. A son contact, j’ai beaucoup appris et j’ai pu mesurer la chance exceptionnelle de ses étudiants et ses doctorants. Notre amitié réciproque est une force pour moi.

Je souhaiterais remercier chaleureusement mes deux directeurs de thèse d’Université, les Professeurs Bernardin Mawussi et Olivier Fromentin. Aujourd’hui, les activités des uns et des autres ne nous permettent plus d’échanger aussi souvent, mais le plaisir de vous revoir est toujours le même.

Au fur et à mesure des années, j’ai eu la chance d’encadrer des jeunes collègues ou des futurs collègues dans leurs projets scientifiques, cliniques ou pédagogiques. Parmi eux, William Pacquet et Edwine Fleutry à qui je souhaite de se réaliser dans leurs vies professionnelles respectives.

Je remercie les membres du laboratoire qui d’une manière ou d’une autre m’ont aidé dans ce parcours: Aurélie Benoît, Elisabeth Dursun, Nicolas Lebon, Claudine Wulfman, Stéphane le Goff.

Je voudrais aussi remercier Gil Tirlet car il a été un vrai guide dans l’orientation de mon activité clinique et au final dans celle de mes activités d’enseignement. Ses qualités humaines et son enthousiasme contagieux à partager son savoir me sont de véritables modèles à suivre.

Dans ces remerciements, j’aimerais donner une mention spéciale à Irena Sailer pour son chaleureux accueil dans sa prestigieuse équipe genevoise. Merci de m’avoir donné la chance de travailler avec toi. Il faut dire que, dans cette Team, les échanges et les projets scientifiques sont de haute intensité. Et parmi la Geneva Team, je pense surtout à Joao Pitta, Agnès Sahli, Duygu Karasan, Carme Riera, Juan Legaz, Andreina Lafori, Malin Strasding, Cristina Zarauz, Vincent Fehmer et Sylvain Carciofo. J’ai aussi bénéficié du soutien sans faille et de l’amitié de Tissiana Bortolloto. Je tiens à l’en remercier très chaleureusement.

Je suis très sensible à l'honneur que me font également Madame Sylvie Montal, et Monsieur Pierre Millet en acceptant d'être les rapporteurs de ce travail. Vos qualités de

clinicien et d'expert en prothèse odontologique et en biomatériaux dentaires sont un privilège pour examiner et juger mes travaux. Je vous adresse mes sincères remerciements.

Je remercie Madame Claudine Wulfman pour me faire le grand plaisir de siéger dans le jury. On a refait le monde lors d'un gala du CNEPO! Un grand souvenir. Encore merci pour l'écoute que tu m'as toujours accordé.

J'adresse aussi mes remerciements à Mme Marion Flipo, rapportrice interne de l'Université de Lille, pour l'intérêt qu'elle a porté à ce travail.

Je souhaite saluer Madame le doyen, le Pr Caroline Delfosse, les collègues et tout particulièrement les membres de la sous-section de prothèse de la Faculté d'Odontologie de Lille. Que ce travail soit l'inspiration et surtout le passage de relais à nos jeunes Assistants Hospitalo-Universitaires.

Partie 1. Notice Individuelle

« Cherchons comme cherchent ceux qui doivent trouver et trouvons comme trouvent ceux qui doivent chercher encore. Car il est écrit : celui qui est arrivé au terme ne fait que commencer. »

(Saint Augustin)

1 Curriculum Vitae

1.1 Présentation générale

Nom : BOITELLE
Prénom : Philippe
Date et lieu de naissance : 24 janvier 1979 à Cambrai (Nord)
Nationalité : Française
Situation familiale : Marié, 2 enfants.

Adresse personnelle : 60 avenue du Quennelet
59650 Villeneuve d'Ascq
Téléphone : 06.72.38.37.90
Adresse électronique personnelle : pboitelle@hotmail.com

Adresse professionnelle : Faculté de Chirurgie-Dentaire, Place de Verdun 59000 Lille
Téléphone professionnel : 03.20.16.79.00
Adresse électronique professionnelle : drphilippe.boitelle@gmail.com
philippe.boitelle@univ-lille.fr

N° d'inscription à l'ordre : **National :** 03510
RPPS : 1000 701473

Situation dans le cadre Universitaire : Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier.

Etablissement : UFR de SANTÉ – Faculté de Chirurgie-Dentaire de l'université de Lille, Place de Verdun 59000 Lille
Sous-section : Prothèses (Sous-section 58)

Service Hospitalier : Praticien hospitalier
Service d'odontologie – Centre Abel Caumartin
CHU de Lille, Place de Verdun 59000 Lille

1.2 Expériences professionnelles

2019 - auj. **Assesseur puis Chargé de Mission à la Formation continue auprès du Doyen de la Faculté de Chirurgie-Dentaire**, Université de Lille.

2019 - auj. **Membre élu du collègue EC et chercheurs permanents au conseil du Laboratoire URB2i – UR 4462**

2018 - auj. **Maître de Conférences des Universités - Praticien hospitalier**, Section 58.01, Université de Lille et CHU de Lille.

2015 - auj. **Chercheur permanent** URB2i – UR4462, Université de Paris Cité.

2016 - 2018 **Maître de Conférences Associé,** Université de Lille et CHU de Lille.

2012 - 2015 **Doctorant** URB2i – UR4462, Université de Paris Cité.

2007 - 2011 **Assistant Hospitalo-Universitaire des CSERD**, Université de Lille 2 et CHU de Lille.

2006 - 2018 **Exercice libéral,** Titulaire du cabinet, Lille.

2006 **Attaché Universitaire, Université de Lille 2.**

2005 **Moniteur**, Université de Lille 2.

1.3 Formations et qualifications

Janvier 2021 – Janvier 2022 **Mobilité et détachement,** Équipe de recherche de Prothèse fixée et de biomatériaux sous la responsabilité du Pr I. Sailer, Ecole de Médecine Dentaire, Université de Genève.

2015 **Doctorat de l'Université Paris 13**, spécialité Mécanique des Matériaux

Travaux réalisés au sein du laboratoire URB2i - UR 4462 Université de Paris Cité.

Titre : **Évaluation tridimensionnelle du joint dento-prothétique en technique CFAO. La méthode triple scan, intérêts et limites.**

2009 **Master 2 Recherche, Mention "Biologie Santé", Spécialité "Biologie cellulaire et Biologie Quantitative",** Ecole Doctorale Biologie Santé, Université Lille 2.

1999-2006 **Étude de Chirurgie-Dentaire**, Faculté de Chirurgie-Dentaire Université de Lille 2.

2006 **Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgien-Dentiste**, Faculté de Chirurgie-Dentaire Université de Lille 2.

Maîtrise de Science Biologique et Médicale, Faculté de Médecine, Université Lille.

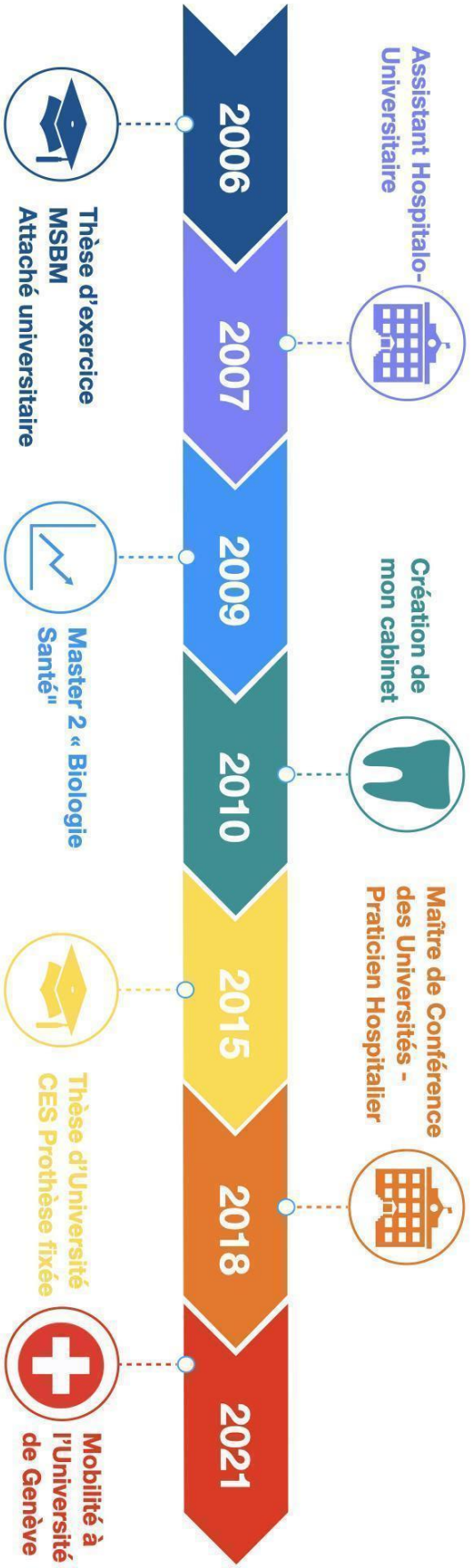
Prix 2006 : Annual Scholarship Award for outstanding academic achievements in dentistry. Pierre Fauchard Academy Foundation, New-York, USA.

2004 **Certificat de fin d'étude**, Faculté de Chirurgie-Dentaire Université de Lille 2.

1999 **Concours de PCEM1,** Faculté de Médecine, Université Lille 2

1997 **BACCALAURÉAT,** Série S, Académie de Lille.

Parcours


2006
2007
2009
2010
2015
2018
2021
Assistant Hospitalo-Universitaire
Thèse d'exercice MSBM Attaché universitaire
Master 2 « Biologie Santé"
Création de mon cabinet
Thèse d'Université CES Prothèse fixée
Maître de Conférence des Universités - Praticien Hospitalier
Mobilité à l'Université de Genève

2 Activités d'enseignement

2.1 Responsabilités pédagogiques

Coordinateur des enseignements théoriques de la prothèse fixée

- De Juillet 2018 à mars 2020.
- Organisation et mise en place des plannings de cours magistraux de prothèse fixée pour les 2èmes, 3èmes et 4èmes années des études de chirurgie-dentaire en lien avec les divers enseignants et la scolarité de l'établissement.
- Arrêt de la fonction suite à l'instauration, pour des raisons sanitaires Covid19, d'un enseignement distanciel.

Référent des enseignements de travaux pratiques de prothèse fixée en 4ème année

- ✔ Depuis 2018,
- ✔ Environ 140 étudiants par an,
- ✔ Mise en place d'un nouveau programme en continuité pédagogique avec de nouveaux enseignements théoriques.

Directeur du Diplôme Universitaire "Biomimétique Esthétique et Numérique"

- ✔ Ouverture en janvier 2023,
- ✔ 5 à 6 stagiaires par an,
- ✔ Procédure d'habilitation détaillée ci-après,
- ✔ Coordination des enseignements,
- ✔ Participant principal aux enseignements.

2.2 Enseignement en formation initiale

Mes activités d'enseignement dans les études de Chirurgie-Dentaire ont toujours été centrées sur le domaine de la prothèse fixée, discipline que j'ai contribué à développer en m'impliquant dans des modifications des programmes d'enseignements théoriques et pratiques. Depuis ma nomination au grade de MCU-PH, j'ai pris en charge essentiellement la 4ème et la 5ème année des études de Chirurgie-Dentaire. J'ai pu amener de nouvelles

thématiques comme les techniques de fabrication de prothèse fixées par les systèmes CFAO, les restaurations partielles adhésives antérieures et postérieures ainsi que les protocoles de collage, en m'attachant, pour chaque intitulé d'enseignement théorique, à proposer son application concrète dans les séances de travaux pratiques. Ces thèmes sont directement en lien avec mes sujets de recherche assurant leur attachement à l'évolution scientifique rapportée par la littérature et aussi à l'éveil des raisonnements scientifiques chez les étudiants.

Ces activités d'enseignement universitaire ont pour prolongement un enseignement clinique au cours de mes vacations au sein du service d'odontologie du CHU de Lille. Il s'agit ici de montrer et d'expliquer aux étudiants, à l'occasion d'un cas clinique d'un patient qu'ils réalisent ou que j'effectue, les soins déjà abordés dans l'enseignement universitaire.

L'ensemble de ces enseignements se structure de manière cohérente afin d'optimiser les messages délivrés aux étudiants.

Cette activité d'enseignement magistral a été maintenue malgré mon éloignement physique au cours de ma mobilité à Genève.

2.3 Enseignement en formation post-universitaire

Master 1 Chimie, Ingénierie de la santé, Biomatériaux ; Spécialité Biomatériaux (2ème semestre). Université Paris 5/Paris 13.

Suite à ma thèse de recherche, il m'a été proposé de faire partie de l'équipe pédagogique du master 1 selon les thématiques listées ci-dessous :

- ✔ Les solutions industrielles de numérisation en odontologie
- ✔ Évolutions actuelles et futures en CFAO dentaire.
- ✔ Les applications de la CFAO dentaire : point de vue d'un professionnel de santé

Diplôme Universitaire clinique d'Implantologie ; Option A – Module 3 - Faculté de Chirurgie Dentaire – Lille 2.

Depuis 2014, je participe, un an sur deux, à l'ensemble de ce DU d'implantologie avec pour thématique :

- ✔ Pilier anatomique CAD/CAM - Flux numérique.
- ✔ Flux numérique.

2.3.1 Tableau récapitulatif des activités d'enseignement

Statut : Maître de Conférences et Praticien hospitalier depuis septembre 2018.

Domaines : Prothèse fixée, Biomatériaux, CFAO dentaire, Chaîne numérique, Usinage et Procédés additifs.

Grade Universitaire	Année	Enseignement magistral *(Formation initial/Post-universitaire)*	Enseignement Pratique
Moniteur	2005-2006	/	50h
Attaché	2006-2007	/	100h
AHU	2007-2008	4h	134h
	2008-2009	4H	100h
	2009-2010	6h	100h
	2010-2011	8h	100h
Chargé d'enseignement	2011-2012	6h	20h
	2012-2013	8h	20h
	2013-2014	7h/2h15	28h
	2014-2015	6h/3h30	25h
	2015-2016	7h	104h
MCA	2016-2017	7h/2h	95h
	2017-2018	11h	95h
MCU-PH	2018-2019	18h	187h
	2019-2020	18h	187h
	2020-2021 (Mobilité)	20h30	73h
	2021-2022 (Mobilité)	21h30	60h

2.3.2 Contribution pédagogique

Création d'un enseignement de CFAO à la Faculté de Chirurgie-Dentaire de Lille.

La Conception et Fabrication assistée par ordinateur (CFAO) a vu ses applications se multiplier dans différentes disciplines de la chirurgie dentaire. Les systèmes sont toujours plus performants et de nouveaux matériaux sont maintenant à notre disposition. L'enseignement de ces procédés de fabrication de certains éléments prothétiques est devenu incontournable. Pourtant, en 2011, il n'y avait aucun enseignement de CFAO à la Faculté de Chirurgie dentaire de Lille. La Faculté dirigée par le Pr P-H Dupas nous a demandé de construire la maquette de ce nouvel enseignement et ensuite d'en assumer la charge. Très rapidement, nous avons sollicité l'équipe de CFAO de la Faculté de Chirurgie dentaire de Paris Descartes et de l'Hôpital Charles Foix, par l'intermédiaire du Dr C Moussally. Le dynamisme et l'esprit positif du responsable de cette équipe, le Dr J-P Attal, nous ont permis de pouvoir proposer un programme et des items pédagogiques en quelques mois.

Le programme d'enseignement et objectifs pédagogiques en 4e année se constitue par:

- Enseignement théorique :
  - CFAO – éléments d'introduction : différentes chaînes CFAO dentaire, étapes principales de la chaîne CFAO, avantages et inconvénients de la CFAO, changement apporté par la CFAO au cabinet et au laboratoire de prothèse.
  - L'empreinte optique : technique d'acquisition, technique de prise d'empreinte, notion de traitement du nuage de point, facettisation.
  - De la CAO à la fabrication : concept de la CAO et FAO, procédé d'usinage, imprimante 3D, stéréolithographie.
- Enseignement pratique :
  - Préparation dentaire pour reconstitution céramique
  - Manipulation du Cerec 3D vs 4: empreinte optique, CAO et usinage
  - Maquillage : manipulation des produits de maquillage.
  - Protocole de collage : collage de la reconstitution fabriquée en salle de simulation.

  Ces TP s'articulent autour d'un système de CFAO direct : le système CEREC. L'avantage de ce système est qu'il montre aux étudiants l'ensemble des étapes d'une chaîne CFAO. L'étudiant manipule le système de l'empreinte optique jusqu'à la fabrication de leur pièce prothétique.

Ce programme se poursuit en 6e année par un axe d'approfondissement et d'élargissement en vue de l'application au cabinet dentaire.

Fort de ce projet, la direction de la Faculté a pu obtenir de l'Université Lille 2 l'achat d'un système CEREC Dentsply Sirona pour les enseignements pratiques.

L'évolution de cet enseignement se fera selon plusieurs axes :

- Réorganisation de l'enseignement par une répartition adaptée pour chaque année universitaire et un enseignement transversal entre plusieurs disciplines (prothèse, implantologie, ODF)
- Intégration de systèmes de CFAO indirects dans le programme grâce à la collaboration du CFA de Tourcoing avec la Faculté.
- Intégration de la CFAO dans l'organisation des soins dispensés dans le centre de soins Abel Caumartin.

Habilitation à l'Université de Lille du Diplôme Universitaire de Biomimétique, Esthétique et Numérique

En mai 2020, j'ai engagé les démarches administratives pour la création d'un Diplôme Universitaire dont le but est de donner les capacités théoriques, pratiques et cliniques aux Chirurgiens-Dentistes d'intégrer les outils numériques à une pratique biomimétique et esthétique. Les solutions numériques permettent aujourd'hui l'étude clinique et l'aide au diagnostic (photographie, radiographie, numérisation 3D de la bouche), la planification du plan de traitement proposés (pose des implants, restauration esthétique du sourire) et la fabrication de reconstitutions prothétique à l'aide de systèmes de Conception et de Fabrication Assistées par Ordinateur (CFAO). D'autre part, le perfectionnement des techniques de collage des restaurations a ouvert la possibilité de poser des reconstitutions moins invasives et donc de prodiguer des soins plus économes en tissu dentaire et plus respectueux de la biologie dentaire et gingivale. Ces thérapeutiques sont appelées biomimétiques car elles utilisent des matériaux qui imitent les propriétés biomécaniques et optiques des tissus dentaires afin d'obtenir une restauration parfaitement intégrée à l'organe dentaire. L'originalité de ce DU est d'associer ces deux thématiques ce qui le rend unique sur le marché de la formation post-universitaire française.

Le contexte de création du DU au sein de la Faculté de Chirurgie-Dentaire de Lille se situe au cœur de deux projets portés par l'Université et le CHU de Lille. D'une part, une restructuration des locaux de la Faculté devrait laisser la possibilité à la création d'une deuxième salle de simulation qui sera à la disposition du DU. Et d'autre part, l'acquisition d'un nouveau système de CFAO a été réalisée par l'Université et l'aménagement d'une salle de soins dédiée à l'activité de ce système au sein du service d'odontologie du CHU.

J'assurai la direction de ce DU, et l'équipe pédagogique associe des enseignants en prothèse, en biomatériaux, en endodontie, en occlusodontie et en parodontologie. Les enseignements dispensés se composeront de cours magistraux, de travaux pratiques et d'un stage dans le service d'odontologie du CHU de Lille. L'évaluation des candidats se fera par des examens écrits, par un rapport de stage ainsi que par un mémoire et une soutenance consacrée à la réalisation d'un cas clinique prodigué au cabinet dentaire du candidat.

Ce diplôme appelée DU Biomimétique, Esthétique et Numérique a été habilité par les différents conseils de l'Université de Lille et débutera ses activités en janvier 2023.

3 Activités Scientifiques

3.1 Introduction à mes travaux de recherche

Cette partie rassemble l'ensemble de mes travaux de recherche. La première partie consiste en la description de mes travaux réalisés au cours de mon Master 2 Recherche au sein du laboratoire GRB à l'Université Lille 2. Une seconde partie est consacrée aux activités menées dans le cadre de ma thèse d'Université au sein du laboratoire URB2i de l'Université Paris Descartes.

3.1.1 2009 : Laboratoire GRB – Université Lille 2

Travaux de Master 2 Recherche - Mention : Biologie Santé - Spécialité : Biologie cellulaire et biologie quantitative

Faculté de Médecine – Université Lille 2

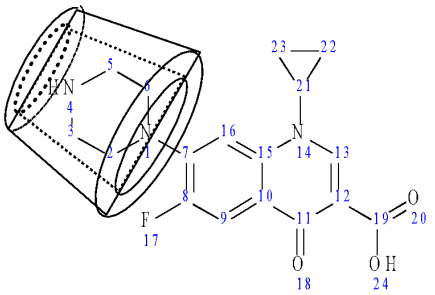
Laboratoire : Groupe de Recherche sur les biomatériaux du laboratoire de biophysique UPRES EA 1049 dirigé par le Pr X. Marchandise.

Mémoire : "Fonctionnalisation de biocéramiques poreuses par les cyclodextrines pour la libération prolongée d'antibiotique"

Directeurs : Dr Feng Chai et Dr H. Hildebrand

Les substituts osseux tels que les biocéramiques peuvent provoquer une surinfection du site implanté. D'autre part, la *ciprofloxacine* (CFX) est un antibiotique de la famille des fluoroquinolones de 2e génération. Les biocéramiques poreuses sont une grande famille de comblements osseux très utilisée et composée essentiellement de deux types : l'hydroxyapatite (HA) et le phosphate tricalcique β (β-TCP). La libération prolongée des molécules bioactives consiste en une libération continue à des concentrations élevées mais inférieures à leur seuil toxique et surtout en gardant une efficacité prolongée dans le temps. Depuis de nombreuses années, le groupe de recherche sur les biomatériaux UPRES EA 1049 s'est intéressé aux cyclodextrines (CD). Leur structure macrocyclique en forme de cône tronqué possède une cavité capable d'accueillir d'autres molécules et former un complexe d'inclusion avec celles-ci. Ce procédé a été utilisé sur des biomatériaux comme les prothèses vasculaires (Blanchemain, 2005) et les membranes de régénération tissulaire (Boschin, 2006) pour la libération prolongée d'ATBs ou d'antiseptiques (Chlorhexidine). D'autre part, des recherches sur la formation de complexes d'inclusion entre HP-β-CD et la CFX ont montré, par RMN, la stabilité du complexe grâce à une inclusion de la CFX dans la cavité de la

HP-β-CD. L'utilisation locale d'antibiotique exige un vecteur (HP-β-CD) et un agent antimicrobien (CFX). Le but est que la CFX soit lentement libérée de la cavité de HP-β-CD.



Représentation de l'inclusion de la CFX dans l'HP-β-CD

Le but de cette étude était de valider un système de libération prolongée d'antibiotique (CFX) obtenu par la fonctionnalisation par la cyclodextrine (CD) de deux biocéramiques poreuses, l'hydroxyapatite (HA) et le phosphate tricalcique β (β-TCP).

Matériels et Méthodes : Des échantillons d'HA et de β-TCP (Curasan AG) ont été fonctionnalisés selon la méthode développée par le LCOM (Université Lille 1) et le GRB (Université Lille2). Elle propose l'utilisation d'acides polycarboxyliques, ici le BTCA, comme agent de réticulation de la CD par estérification (Martel *et al*. 2005 ; Weltrowski *et al.*, 1999). Le BTCA comportant quatre fonctions réactives et la CD plusieurs fonctions OH, le réseau réticulé va donc être obtenu par réitération successive de la même réaction, le polyBTCA-CD. Les supports fonctionnalisés par le polymère de HP-β-CD (polyBTCA-CD) ont été imprégnés par la *ciprofloxacine* (CFX).

L'analyse de l'influence de la porosité des pastilles sur l'imprégnation par les réactifs de la fonctionnalisation a été réalisée sous vide ce qui peut améliorer leur pénétration. La qualité de la fonctionnalisation de nos supports a été analysée : (1) par un dosage spectrophotométrique de toluidine blue O (TBO) pour un dosage semi-quantitatif du polyBTCA-CD; (2) par la spectroscopie Infrarouge (IRTF) pour certifier de la présence du polyBTCA-CD dans les pastilles fonctionnalisées ; (3) par une analyse thermogravimétrique (ATG) pour quantifier le degré de fonctionnalisation.

Après avoir étudié la complexation entre HP-β-CD et la CFX, des cinétiques de libération *in vitro* de la CFX par les supports ont été déterminées. De plus, des cultures cellulaires ont été réalisées en présence de supports fonctionnalisés ou non et chargés ou non en CFX. Les critères de jugement étaient le test du bleu alamar qui un indicateur quantitatif de l'activité.

Résultats : La présence de polyBTCA-CD au sein des supports est confirmée par le dosage spectrophotométrique de TBO, la IRTF et l'ATG. Le procédé d'incorporation, de polymérisation et de fixation du polyBTCA-CD sur les substituts osseux HA et β-TCP est validé. Toutefois, l'analyse de l'influence du vide sur la qualité d'imprégnation a montré des

effets très limités. L'ATG a ainsi permis de déterminer le degré de fonctionnalisation à 0,13% pour HA et à 0,23% pour β-TCP.

L'étude des cinétiques de libération de la CFX révèle une libération plus longue avec 144 h pour HA-CD-CFX et 240 h pour HA-CFX

Pour tester les effets des échantillons fonctionnalisés et chargés de CFX sur la vitalité cellulaire, nous avons exposé les cellules MC3T3-E1 à des supports vierges, fonctionnalisés ou/et imprégnés de CFX. Le test du bleu Alamar mesure la vitalité des cellules après leur incubation au contact des supports. Après 6 jours de culture au contact des supports vierges ou avec le polyBTCA-CD, la vitalité cellulaire n'a été modifiée que très peu : 96% pour β-TCP et 100% pour HA. La fonctionnalisation n'altère donc pas la cytocompatibilité du support. Cependant, l'imprégnation en CFX des supports provoque une diminution de 43 à 64% de la vitalité cellulaire due à la cytotoxicité connue de la CFX.

Conclusion : Les cinétiques de libération de CFX des supports fonctionnalisés n'ont pas donné les résultats escomptés. Les résultats de cette étude démontrent cependant que le procédé de fonctionnalisation d'HA et de β-TCP est réalisable tout en préservant la biocompatibilité des supports. Les résultats très relatifs ne m'ont pas permis de poursuivre dans cette voie de recherche.

Mots-clés : Biomatériaux, Fonctionnalisation, Biocompatibilité.

3.1.2 2012 – 2015 : Travaux de thèse

Thèse de l'Université de Paris Cité 13 - Mention : Mécanique des biomatériaux

École doctorale Galilée – Université Paris 13

Mémoire : "Évaluation tridimensionnelle du joint dento-prothétique en technique CFAO. La méthode triple scan, intérêts et limites"

Directeur : Pr. B. Mawussi

Co-directeurs : Pr. O. Fromentin.

Encadrant : Dr. L. Tapie

Laboratoire : Unité de Recherche Biomatériaux Innovants et Interfaces – URB2i - EA 4462 Université Paris Descartes dirigé par le Dr. J-P Attal.

Soutenance : Le 09 décembre 2015 à la Faculté de chirurgie-dentaire Paris Descartes

Jury :

B. MAWUSSI	*Directeur*	*Université Paris 13 - URB2i*
O. FROMENTIN	*Co-Directeur*	*Université Paris 7 - URB2i*
L. TAPIE	*Encadrant*	*Université Paris 13 - URB2i*
C. LARTIGUE	*Président*	*Université Paris 13 - URPA*
J. MARGERIT	*Rapporteur*	*Université Montpellier*
B. GIUMELLI	*Rapporteur*	*Université Nantes*

En 1973, le Dr. F. Duret pose les bases de la Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur en Chirurgie dentaire (CFAO). L'idée de ce nouveau procédé de fabrication des prothèses dentaires est de remplacer les empreintes des dents effectuées à l'aide de pâte thermoplastique par une acquisition numérique. La fabrication des prothèses dentaires est alors entièrement assistée par un système informatique. L'évolution des nouvelles technologies, et notamment celle de l'informatique, a permis d'améliorer considérablement la qualité de ce système et les solutions commerciales qui y sont associées. La dentisterie moderne a aussi été marquée par une évolution constante des matériaux avec l'émergence sur le marché de matériaux biocompatibles, biomimétiques et de haute résistance mécanique. Ces bouleversements répondent aux demandes esthétiques des patients et doivent en même temps assurer la longévité des reconstitutions prothétiques. La qualité des prothèses fixées faites par les systèmes CFAO doit donc être évaluée par des protocoles de contrôle de la qualité.

Afin de répondre à ce besoin, le but de ma thèse a été de proposer et de valider une méthodologie d'évaluation de la performance des systèmes de CFAO. Pour cela, une première partie des travaux a été consacrée à l'analyse des connaissances scientifiques disponibles dans la littérature concernant les chaînes CFAO, le hiatus dento-prothétique, les méthodes nécessaires à son évaluation et le niveau d'adaptation des prothèses. Les conclusions de cette analyse ont permis de tracer les contours du nouveau protocole d'évaluation proposé. La deuxième partie de ces travaux de thèse ont permis de détailler les différents aspects de ce nouveau protocole. Enfin, la comparaison avec une méthodologie conventionnelle et une

technique récente d'évaluation de ce hiatus a été également intégrée à nos travaux afin de valider le protocole proposé.

Les apports scientifiques de ces travaux ont donné lieu à :

1. **Une analyse de la littérature (Boitelle, 2014) montrant que les systèmes CFAO peuvent être capables de produire en moyenne des restaurations dont le hiatus serait cliniquement acceptable (inférieur à 120 µm). La dispersion des résultats des différentes études indique qu'il est difficile de garantir une adaptation de même niveau pour un même type de restauration fabriqué par un même type de système CFAO. La grande variabilité constatée entre les résultats des études publiées est probablement liée aux différentes méthodes utilisées et à la reproductibilité de la méthode de mesure.**
2. **La validité de la chaîne de mesure « Triple scan » (Boitelle, 2016) est démontrée par des tests de reproductibilité. Chaque étape de cette chaîne est suffisamment robuste pour garantir l'exactitude des résultats avancés. Ce protocole de mesure du hiatus en 3D et sans interposition de matériaux est basé sur le repositionnement virtuel des numérisations des pièces et correspond bien au besoin d'évaluation de la qualité des prothèses fixées comme le montre également les travaux de Holst *et al.* (2012).**
3. **La supériorité de la mesure du hiatus par la technique « triple scan » grâce au nombre important de points de mesure et un faible niveau d'erreur de mesure par rapport aux techniques conventionnelle utiliser dans la littérature (Boitelle, 2018).**

Ces travaux ont donc été consignés dans un mémoire de thèse soutenue en 2015 avec des publications associées dont 3 dans des revues internationales, 5 dans des revues nationales et 1 conférence internationale.

Mots-clés : Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur (CFAO) – Hiatus dento-prothétique – Triple Scan - Reconstruction tridimensionnelles – Réplique en élastomère - Microtomographie à rayon X

3.2 Activité actuelle

Depuis 2016, je suis chercheur permanent à l'URB2i – UR4462. Mes activités de recherches continuent selon une voie associant l'ingénierie dans les domaines de la CFAO et de la métrologie, et la prothèse fixée dans le domaine de l'intégration des restaurations prothétiques.

Développement d'une antenne de l'URB2i

La communication de mes travaux au sein de la Faculté de Chirurgie-Dentaire de Lille ont éveillé chez de nombreux étudiants un intérêt certain qui les a conduits à me demander de participer à la direction de leur thèse d'exercice ou à la conduite de leur master 2 recherche ou encore à l'encadrement de leur thèse de recherche. J'ai donc, à mon tour, sollicité, à de multiples reprises, le soutien scientifique, matériel et humain du laboratoire URB2i. Ces sollicitations régulières ont conduit les responsables de l'URB2i (Drs J.P Attal et L. Tapie) à proposer de créer une antenne du laboratoire dans les locaux de la Faculté de Chirurgie-Dentaire de Lille. Il s'agit de permettre à la Faculté de Lille de pouvoir offrir à ses étudiants le soutien d'un laboratoire de recherche et de donner à l'URB2i l'occasion d'étendre son activité. L'arrivée de cette antenne a reçu un accueil favorable du doyen (Dr E. Bocquet) et de l'assesseur à la recherche (Pr T. Colard) de la Faculté de Chirurgie-Dentaire de Lille. L'université de Lille a aussi donné son accord de principe sur ce projet. Actuellement, une restructuration des locaux de la Faculté est en cours et des travaux d'aménagement de la salle dédiée à l'antenne sont en train d'être réalisés.

Mobilité internationale

En septembre 2020, j'ai entrepris les démarches administratives pour répondre à l'exigence de mobilité. Le choix de l'équipe d'accueil a été fait sur la compétence et l'expertise dans des domaines complémentaires à ceux de l'URB2i. L'École de Médecine Dentaire de Genève répond parfaitement à ce critère. En effet, l'URB2i a développé des compétences dans la connaissance des systèmes CFAO (de l'acquisition optique aux procédés additifs ou soustractifs de fabrication), dans la modélisation en éléments finis des contraintes mécaniques exercées sur les restaurations dentaires, dans la biocompatibilité et l'ingénierie des biomatériaux. Alors que le groupe de recherche constitué autour du Pr Irena Sailer à Genève présente une expertise clinique sur la longévité des restaurations en bouche, l'application clinique des systèmes de CFAO dentaire et une inventivité remarquable de nouveaux protocoles cliniques ou de nouvelles techniques de laboratoire de prothèse dentaire.

Cette mobilité s'est effectuée du 15 janvier 2021 au 16 janvier 2022. Le but de celle-ci était d'établir une collaboration rapprochée et pérenne entre les deux laboratoires. A l'avenir, et ce qui est l'un des objectifs de cette collaboration, des échanges de chercheurs associés pourront être développés.

Mon intégration dans l'équipe du Pr Sailer a permis le développement de 3 thématiques de recherche dont je suis l'investigateur:

1. Évaluation de l'adaptation des restaurations partielles postérieures en céramiques et en composite fabriquées par CFAO à des préparations mini-invasives. Evaluation de l'exactitude de l'usinage par comparaison des pièces usinées à leur modèle CAO conceptualisé. Co-supervisée avec le Dr Joao. Pitta
2. Evaluation rétrospective et prospective de l'adaptation clinique d'onlay céramique:
   a. Évaluation clinique du positionnement d'onlays céramiques réalisés par le système CEREC comparée à la CAO. Travaux de MAS en Médecine dentaire du Dr A. Sahli; Co-supervisée par le Pr I. Sailer et le Dr M. Strasding.
   b. Évaluation clinique du positionnement d'onlays céramiques réalisés par le système CEREC. Co-supervisée avec le Pr I. Sailer et le Dr M. Strasding.
   c. Comparaison du hiatus paramétré dans le système CFAO à celui obtenu après collage. Travaux de MAS en Médecine dentaire du Dr A. Sahli; Co-supervisée par le Pr I. Sailer et le Dr M. Strasding.
3. Élaboration d'un type de préparation mini-invasif permettant le positionnement des bridges cantilevers postérieurs. Travaux du Dr P. Boitelle; supervisé par le Dr T. Bortolotto, le Pr I. Sailer et le Dr JP. Attal ; Co-investigateur : Dr A. Benoit

D'autre part, mon expérience dans le repositionnement de fichier .stl et dans la mesure des distances entre deux modélisations .stl m'ont permis d'aider à l'avancement de deux études :

1. Évaluation de l'adaptation de bridge provisoire en résine par la méthode "triple scan". Travaux des Drs D. Karasan et J. Legaz et ; supervisé par le Pr I. Sailer. Ces travaux ont fait l'objet d'une publication internationale Karasan, 2021 (RI8)
2. Évaluation des pertes de substance induite par différents types de préparation. Travaux du Dr E. Mancuso dans le cadre de son PhD de l'Université de Bologne.

Recherche pluridisciplinaire à l'interface génie mécanique – génie des matériaux en santé

Développement et optimisation d'une chaîne numérique de CFAO pour l'évaluation de la performance des systèmes CFAO dentaires.

- Thème 1 : Évaluation de la performance des chaînes CFAO dentaire

  Collaborations URB2i (Université de Paris Cité) – Société GOM - Société Ivoclar Vivadent.

- Thème 2 : Evaluation d'une chaîne métrologique en CFAO dentaire

  Collaborations URB2i (Université de Paris Cité) – Société GOM.

Mots-clés : Chaîne numérique de CFAO pour la réalisation de dispositifs médicaux, Métrologie, numérisation optique, numérisation Rx.

Une première problématique porte sur l'évaluation des systèmes CFAO dentaires par une chaîne de mesure CFAO. Les systèmes de CFAO dentaire se composent de quatre maillons ayant chacun une fonction bien identifiée et communiquant par l'intermédiaire de fichiers de données. Au cours de ces recherches au sein de l'URB2i, la confrontation du point de vue de l'ingénierie mécanique aux protocoles métrologiques rapportés dans la littérature odontologique a permis de mettre en exergue la multiplicité des méthodes d'évaluation de

l'adaptation, et le peu de robustesse ou rigueur métrologique d'un certain nombre de méthodes. Un protocole a d'abord été proposé afin d'évaluer l'ensemble de la chaîne CFAO dentaire. Celui-ci a ensuite été comparé à d'autres méthodologies déjà utilisées dans le domaine de la dentisterie pour évaluer la qualité des adaptations prothétiques.

Évaluation de la performance des chaînes CFAO dentaire

Dans le cadre de ma thèse de recherche, le premier volet des travaux réalisés a été de proposer des protocoles simples à mettre en œuvre, exacts et reproductibles pour fournir des données cliniquement objectives et permettre l'ajustement des paramètres de CFAO. Grâce à une collaboration avec la société GOM, un protocole « triple scan » permettant la standardisation de la métrologie tridimensionnelle du hiatus dento-prothétique a été mis en place. Le protocole a été exploité en comparant la capacité de 3 chaînes de CFAO à reproduire un paramétrage CAO identique du hiatus. Les résultats obtenus donnent une valeur de hiatus cliniquement acceptable mais néanmoins très éloignés des intentions de conception.

L'étude de la chaîne numérique de CFAO dentaire m'a conduit à identifier des dispersions de données de nature physique et/ou numérique provoquées par les opérations du maillon ou par une lecture partielle ou non-fidèle des fichiers transitant entre ces maillons. Ce résultat a donné lieu à d'autres études conduites au sein de l'URB2i et se concentrant sur la compréhension exclusive d'un maillon. C'est par exemple, le cas des travaux de thèse de Lucien Dupagne sur le maillon acquisition. C'est aussi dans cette optique que j'ai mis en place une étude comparant, avec le protocole "triple scan", des restaurations usinées par deux machines-outils à commande numérique (MOCN) à partir d'une seule conception (CAO). Cette contribution a été réalisée au cours de ma mobilité avec le concours du Dr Joao Pitta, (Maître assistant, Division Prothèse fixée et biomatériaux, UNIGE). Les mesures des défauts éventuels au niveau du bord de la restauration ont été réalisées avec un scanner optique pour la numérisation pour chaque spécimen et avec un logiciel de métrologie pour la comparaison (GOM Inspect) des numérisations des spécimens entre eux ainsi qu'à la conception CAO initiale de ceux-ci. La comparaison de la numérisation de la restauration avec sa propre conception CAO permet de déterminer le niveau d'erreur des maillons FAO – MOCN.

Une étude préliminaire, réalisée au cours de ma thèse de recherche et poursuivie lors du master 1 de Norman Chiche puis la thèse, en cours, de William Pacquet, s'est attachée à proposer un protocole basé sur la mesure par microtomographie Rx d'un assemblage dento-prothétique de géométries canoniques de référence proches des formes dentaires. Cette chaîne de mesure récemment introduite dans les études d'évaluation du hiatus est caractérisée par une mesure directe de celui-ci. Néanmoins, les premiers résultats de nos travaux ont mis en évidence différentes problématiques liées (1) à l'exploitation de la microtomographie Rx (acquisition et traitement des données) ; (2) à la réalisation d'une référence géométrique (certification, acception d'une forme « non dentaire » par les cliniciens). Ce protocole se montre prometteur car il est le seul à pouvoir acquérir en 3D de manière directe la géométrie du hiatus dento-prothétique et l'architecture volumique du matériau de la prothèse.

Inspection métrologique des prothèses et assemblages dento-prothétiques

Afin d'éprouver le protocole « triple scan », une contre-expertise a été menée dans mes travaux de thèse en comparant les résultats obtenus avec le protocole des « répliques en élastomères » (mesure en 2D sur des coupes physiques d'une copie en élastomère du hiatus) régulièrement employé dans les protocoles hospitalo-universitaires. Ces travaux ont permis de proposer une amélioration de la reproductibilité du protocole des « répliques en élastomères » par la mise au point de deux dispositifs pour fiabiliser la qualité des plans de coupe de la réplique et le positionnement de la réplique lors de sa mesure. D'autre part, cette comparaison a permis d'esquisser une classification des protocoles employés dans la littérature selon l'objectif visé par la mesure du hiatus. Les résultats obtenus permettent de conclure que le protocole « triple-scan » serait plus approprié dans les expertises approfondies des performances des systèmes de CFAO que le protocole des « répliques en élastomères ». Même si la méthode des répliques semble plus aisée à mettre en œuvre, ses limitations métrologiques conduisent à indiquer son utilisation pour des études de première intention.

Le second volet des travaux, conduit dans les travaux de thèse de William Pacquet, s'attache à évaluer l'exactitude des protocoles d'évaluation du hiatus dento-prothétique par la mise en place d'un artefact géométrique de référence et d'un protocole « gold standard » d'évaluation de l'espace dento-prothétique. Ce protocole de mesure s'appuie sur la géométrie de référence pour le valider ou l'étalonner et une géométrie de référence de restauration dentaire nécessaire à l'évaluation clinique : (1) des sphères étalons proches des prothèses dentaires en termes de dimensions et de matériaux utilisés sont exploitées pour étalonner le système de numérisation (composé du microtomographie Rx, de ses algorithmes de reconstructions d'image 3D et du post-traitement des images nécessaires pour l'obtention d'un modèle CAO numérisé) ; (2) un modèle CAO de la prothèse à réaliser est considéré comme le « gold standard clinique » ou « l'idéal clinique ». Ce protocole se décompose en 2 étapes : (1) l'étalonnage de la chaîne métrologique ; (2) l'évaluation métrologique de la référence clinique. Cette mesure directe de la prothèse nous semble être une approche pertinente pour évaluer des chaînes CFAO par maillon ou par un ensemble de maillons.

Recherche sur l'adaptation de restaurations fabriquées par CFAO

Développement et optimisation de prothèse dentaire mini-invasive.

- Thème 3 : Evaluation *in-vitro* du niveau d'adaptation des restaurations prothétiques fabriquées par CFAO

  Collaborations URB2i (Université de Paris Cité) – Société GOM - Société Ivoclar Vivadent – Société Dental Wings – Société Dentsply Sirona.

- Thème 4 : Étude clinique prospective et rétrospective de la survivance de prothèses partielles postérieures collées

Collaborations : Université de Genève - Clinique Universitaire de Médecine Dentaire de Genève

*Mots-clés : P*rothèses partielles postérieures collées, Étude clinique prospective et rétrospective.

La seconde problématique concerne l'analyse de la pérennité des restaurations partielles collées postérieures. L'ensemble de ces recherches a été élaboré au cours de ma mobilité auprès de la division de prothèse fixée et de biomatériaux de l'Ecole Dentaire de l'Université de Genève.

Études cliniques prospectives et rétrospectives des prothèses partielles postérieures collées.

L'étude de la pérennité des pièces prothétiques est un élément essentiel de l'évaluation de la bonne pratique et de l'*evidence base* en dentisterie. A ce titre, les restaurations partielles postérieures collées réalisées par des procédés CFAO peuvent être analysées au travers d'études cliniques prospectives et rétrospectives au sein du service d'odontologie de l'Hôpital Universitaire de Genève. L'étude prospective consiste à comparer différentes numérisations, effectuées à intervalle régulier, des restaurations positionnées chez plusieurs patients. L'étude rétrospective consiste à rappeler des patients ayant bénéficiés de ce type de restauration afin de comparer les numérisations à la conception réalisée pour leur fabrication par un système CFAO (Cerec 4.4, Dentsply Sirona). Ces études seront réalisées avec le concours de Malin Strasding (Maître assistant, Division Prothèse fixée et biomatériaux, UNIGE) et Agnès Sahli (Assistant, Division Prothèse fixée et biomatériaux, UNIGE).

Évaluation de l'intégrité des prothèses partielles postérieures.

La préparation de la dent par le Chirurgien-Dentiste a pour objectifs de pourvoir insérer complètement la pièce prothétique et d'assurer, par une forme et une réduction appropriée, la pérennité de la prothèse et de la dent restaurée. En fonction de la demande esthétique, du mode de fabrication, des matériaux constitutifs de la prothèse et des matériaux assurant l'assemblage de la prothèse sur la dent, le type et la forme de préparation sont débattu par la communauté scientifique.

L'intégration esthétique des prothèses sur l'organe dentaire est un sujet très actuel. Le développement des systèmes d'assemblage par collage des prothèses permet de se détacher des lois mécanistes d'emboîtement. En effet, les couronnes dentaires sont des restaurations réalisant une coiffe périphérique reconstituant la totalité de la couronne anatomique. Elle nécessite, si on simplifie, une préparation de forme tronconique et donc la réduction de parois dentaires constituées de tissu sain. Les propriétés des matériaux de collage assurent notamment l'adhésion de la restauration prothétique sur les tissus dentaires. Cette adhésion

autorise donc des préparations peu iatrogènes. Cette économie tissulaire laisse donc des parois dentaires, en partie “naturelles” et en partie restaurées par la prothèse, exposées dans le champ esthétique du sourire. Après assemblage, l’intégration esthétique de la prothèse doit être obtenue c’est-à-dire que la prothèse et le tissu dentaire résiduel soit optiquement indifférenciable. Dans ce contexte, la zone du joint cervical est très sensible. De nombreux auteurs proposent la réalisation d’une limite cervicale très fine en épaisseur de matériaux afin d’obtenir cette intégration esthétique par la réalisation d’une zone de transition optique matériaux - tissu dentaire. Les règles de préparation ne sont toutefois pas encore clairement posées puisque ces nouvelles préparations induisent une modification de la forme des prothèses et celle-ci doit être réalisable par les systèmes de CFAO impliquant leurs contraintes technologiques. Les capacités techniques des machines d'usinage mises à la disposition des Chirurgiens-Dentistes limitent ainsi la qualité de réalisation des bords des restaurations.

Ce thème de recherche, réalisé actuellement au sein de l’équipe du Pr Irena Sailer à Genève avec notamment le Dr Joao Pitta. Il consiste ici de tester 3 types de limites cervicales (butt margin, chanfrein et Bevel) de restaurations partielles collée composées soit de Céramique renforcée en Disilicate de Lithium soit en Composite renforcé et fabriquée par deux systèmes de CFAO dentaires différents (CEREC InLab de Dentsply Sirona et Programil de Ivoclar Vivadent). Les mesures des hiatus entre les restaurations et la préparation au niveau de la limite de préparation ont été réalisées avec un scanner optique et le logiciel de métrologie GOM Inspect.

Recherche sur l’adaptation et le comportement biomécanique de prothèse dentaire mini-invasive

Développement et optimisation de prothèse dentaire mini-invasive.

- Thème 6 : Développement et optimisation d’une nouvelle conception de bridge cantilever collée destiné au secteur prémolo-molaire.

  Collaborations : Université de Genève - URB2i (Université de Paris Cité) - Sociétés Ivoclar Vivadent et Kuraray

- Thème 7 : Elaboration d’un protocole clinique de numérisation par Cône Beam d’empreinte physico-chimique en Prothèse Amovible.

  Collaborations : CHU de Lille

- Thème 8 : Développement d’un outil pédagogique en prothèse fixée

  Collaborations : Université de Genève - URB2i (Université de Paris Cité)

Mots-clés : Conception de bridge cantilever postérieur, Analyse par éléments finis, matériel didactique, pédagogie.

La troisième partie est d'abord une contribution à la création d'une nouvelle conception de bridge cantilever issue d'une analyse par éléments finis des contraintes mécaniques et éprouvée par des tests mécaniques en fatigue et en rupture. La deuxième thématique est la proposition d'outils pédagogiques à destination des étudiants en Chirurgie-Dentaire pour favoriser l'acquisition de compétences cliniques dans la préparation des dents supports de restaurations prothétiques.

Développement et optimisation d'une nouvelle conception de bridge cantilever collée destiné au secteur prémolo-molaire.

La conception de prothèses plurales dites bridges Cantilever, auparavant cantonnées à quelques indications en tant que prothèse temporaire, connaît un bouleversement grâce à l'évolution des matériaux constitutifs des éléments prothétiques et des systèmes adhésifs d'assemblage. Ainsi, l'augmentation de leur pérennité en bouche permet de les proposer dans les cas de traitement d'usage et élargir d'autant leurs indications. Ces éléments prothétiques positionnés pour compenser un édentement unitaire encastré ont été essentiellement développés dans les secteurs antérieurs. Aujourd'hui, il est possible d'envisager une intégration de ce type de bridge dans les secteurs prémolo-molaires.

Compte tenu des conditions cliniques, notamment de l'orientation et de l'intensité des forces occlusales spécifiques aux secteurs postérieurs, la conception des bridges Cantilever demande le développement de nouveaux concepts de préparation dentaire. L'orientation des recherches sur le type de préparation souhaitable sera réalisée avec le concours des analyses en éléments finis. Ces simulations permettent de tester virtuellement différentes options et d'en sélectionner certaines d'entre-elles pour des tests *in vitro*. Les analyses en éléments finis ont été réalisées au sein de l'URB2i avec l'aide d'Aurélie Benoit (URB2i - Université de Paris Cité). Au sortir de ces expérimentations, trois types de préparation et deux matériaux constitutifs (Disilicate de lithium et Zircone Y TZP) des bridges ont pu être définies. Ensuite, des tests *in vitro* ont consisté en des tests mécaniques et des tests de fatigue par thermocyclage en milieu hydrique suivie de tests de rupture. L'ensemble de ces tests *in vitro* a été fait avec la collaboration du Dr Tissiana Bortolotto et du Pr Irena Sailer à l'Université de Genève. Au total, 40 bridges ont été répartis dans 6 groupes (n=8). Les résultats de l'étude sont actuellement en analyse et feront l'objet d'un article international au 4ème semestre 2022.

Élaboration d'un protocole clinique de numérisation par CBCT d'empreinte physico-chimique en Prothèse Amovible.

Les acquisitions et les reconstructions par CBCT permettent aujourd'hui d'obtenir un modèle surfacique ("Surface Rendering") définissant uniquement la surface de l'élément numérisé. Les travaux de thèse d'exercice de Samy Benchikh, dirigés par le Dr Thierry Delcambre, se sont intéressés à la possibilité de numériser les empreintes physico-chimiques réalisées en vue d'une prothèse amovible totale fabriquée par un système CFAO. Le protocole de recherche

développé consiste à valider le protocole de numérisation et d'étudier le comportement face au rayonnement X de différentes pâtes à empreinte. Ma contribution est d'établir une méthode permettant de valider, grâce aux principes métrologiques, le protocole clinique proposé. Il s'agit d'analyser la reproductibilité et la fiabilité de la numérisation. A la suite de cette expertise, un article en littérature internationale est en cours de rédaction.

Développement d'outils pédagogiques pour l'apprentissage des préparations des dents supports de restaurations prothétiques.

L'apprentissage de la prothèse fixée est une étape fondamentale dans le cursus de formation d'un chirurgien-dentiste. Pendant les travaux pratiques, l'étudiant s'exerce sur des dents en résine représentant des dents totalement saines, ce qui ne reflète pas la réalité clinique puisque les préparations périphériques totales concernent les dents très délabrées. Pour répondre à ces problématiques, les travaux de master 2 d'Edwine Fleutry, réalisés dans le laboratoire URB2i ont permis de proposer un premier outil pédagogique modélisé en vue d'une fabrication par impression 3D. Ce support est destiné aux préparations périphériques en vue d'une couronne. La forme globale de l'outil est éloignée de l'anatomie des dents, éliminant ainsi toute confusion possible avec une situation clinique. Ce support comprend plusieurs couches de résine de couleur guidant l'étudiant vers la préparation optimale.

3.3 Liste des publications et communications scientifiques

Résumé des publications

- ✔ 4 articles publiés en premier auteur dans des revues internationales à comité de lecture et avec un impact factor.
- ✔ 2 articles en dernier auteur publiés en premier auteur dans des revues internationales à comité de lecture et avec un impact factor.
- ✔ 2 articles en 3ème auteur publiés en premier auteur dans des revues internationales à comité de lecture et avec un impact factor.
- ✔ 1 article en dernier auteur *en révision* par des revues internationales à comité de lecture et avec un impact factor.
- ✔ 7 articles en premier auteur publiés dans des revues nationales à comité de lecture.

	Publications Internationales	**Publications Nationales**
En 1er auteur *(en soumission)*	4	7
En 2ème auteur *(en soumission)*	0	1
En 3ème auteur *(en soumission)*	2	2
Dernier auteur *(en soumission)*	2 (1)	3 (1)
Total **(***en soumission)*	8 (1)	13 (1)

3.3.1 Articles dans des revues internationales à comité de lecture reconnues

Indexation Internationale : National library of medicine ou Scopus**

RI1. *A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluation*, Boitelle P., Mawussi B., Tapie L., Fromentin O. Journal of Oral Rehabilitation. 2014;41(11):853-74, IF:1,934.

RI2. *3D fitting accuracy evaluation of CAD-CAM copings — Comparison with spacer design settings*, P. Boitelle, L. Tapie, B. Mawussi, O. Fromentin, International Journal of Computerized Dentistry, vol.19(1), pp.27-43, 2016, PubMed ID : 27027101, IF : 1.436

RI3. *Adaptation measurement of CAD/CAM dental crowns with X-ray micro-CT : metrological chain standardization and 3D gap size distribution*, L. Tapie, N. Chiche, P. Boitelle, P. Morenton, J-P. Attal, N. Schmitt, E. Vennat, Advances in Materials Science and Engineering, 2016, DOI : 10.1155/2016/7963928, IF : 1.299

RI4. *Evaluation of the marginal fit of CAD-CAM Zirconia copings - Comparison of 2D and 3D measurements methods.* P. Boitelle, L. Tapie, B. Mawussi, O. Fromentin. Journal

of Prosthetic Dentistry, vol.119(1), pp.75-81, 2018, DOI: 10.1016/j.prosdent. 2017.01.026, IF: 2.095

RI5. *Contemporary management to minimal invasive esthetic treatment of dentition affected by erosion - A clinical report.* Boitelle P., BMC Oral Health 2019;19:123, IF: 1,602.

RI6. *Evaluation of the dimensional accuracy of the manufactured prosthesis in relation to its CAD model.* Pacquet W., L. Tapie, B. Mawussi, P. Boitelle, International Journal of Computerized Dentistry. 2020;23(4):1-8, IF: 1,714

RI7. *Volumetric and dimensional accuracy assessment of CAD-CAM manufactured dental prosthesis in various materials*. Pacquet W., L. Tapie, B. Mawussi, P. Boitelle, Journal of Prosthetic Dentistry, 2021; doi: 10.1016/j.prosdent.2021.05.024, IF: 2.444.

RI8. *Accuracy of additively manufactured and milled interim 3*-unit fixed dental prostheses. Karasan D., Legaz J., Boitelle P., Mojon P., Fehmer V., Sailer I. Journal of Prosthodontics, 2022 ; 31(S1) :58-69, IF: 2.752

[**]*: Articles déposés en annexe.*

Article en soumission

RI9. *Optimization of the architecture of a zirconia framework in ceramic restorations:a three-dimensional finite element analysis.* Maréchal G., Shindo K., Maréchal H., Boitelle P., Helyion, en révision depuis décembre 2021, IF: 1.65

3.3.2 Articles dans des revues nationales à comité de lecture

RN1. *La communication patient/praticien: un élément essentiel dans la prise en charge du dysfonctionnement cranio-mandibulaire.* Desmons S., Boitelet V., Boitelle P., Graux F., Dupas PH. Stratégie Prothétique, 2007;7(1):53-65.

RN2. *Comment suspecter un dysfonctionnement cranio-mandibulaire lors d'une analyse occlusale.* Vandomme J., Boitelle P., Santolalla FX., Dupas PH. Stratégie Prothétique, 2012;12(5):317-328.

RN3. *Évaluation de l'adaptation des restaurations prothétiques fixées réalisées par CFAO et facteurs de variation: revue de littérature.* Boitelle P., Fromentin O., Mawussi B, Tapie L., Vennat E. Cahier Prothèse, 2013;161:1-17.

RN4. *Technologie numérique et analyse esthétique du sourire ; apports d'un logiciel d'aide au choix des paramètres esthétiques en prothèse amovible.* Boitelle P., Fromentin O. Cahier Prothèse, 2013;164:21-30.

RN5. *La prothèse fixée stabilisatrice.* Vandomme J., Santolalla FX., Boitelle P., Dupas PH. Stratégie Prothétique, 2013;13(2):97-107.

RN6. *Une méthode simple de programmation des articulateurs semi-adaptables.* Boitelle P., Santolalla FX., Dupas PH. Clinic 2013;34:405-410.

RN7. *Les caméras pour empreintes intra-buccales: Quelles évolutions en ommipratique?* Boitelle P., Fromentin O. Alpha-Oméga News; 2014.

RN8. *Les dispersions de données dans les chaînes de CFAO. Partie 1 – Dispersions physiques.* Boitelle P., Fromentin O, Mawussi B., Tapie L. BioMatériaux Clinique. 2018;3(1):2-7.

RN9. *Les dispersions de données dans les chaînes de CFAO. Partie 2 – Dispersions numériques.* Boitelle P., Fromentin O, Mawussi B., Tapie L. BioMatériaux Clinique. 2018;3(2):90-97.

RN10. *Historique et principes de fonctionnement du scanner intra-oral.* Boitelle P., Pacquet W., Tapie L. Clinic. 2021;42(398):9-76.

RN11. *L'orthodontie dans le traitement des lésions érosives.* Thorez A., Bocquet E., Boitelle P. Information Dentaire. 2021; 17-18: 2-6.

RN12. Enseignements pratiques des restaurations partielles postérieures : conception d'un outil pédagogique. Cuvelier A. Robert C., Dehurtevent M., Boitelle P. Cahier de Prothèse. 2021; 20(3):2-5.

RN13. Adhésif à base de protéines de moule : Fonctionnement, Applications et perspectives en Chirurgie-Dentaire. Lorilleux A., Piskorski G., Béhin P., Boitelle P. BioMatériaux Clinique. 2022;7(1).

Article accepté

RN14. *Préparation des restaurations adhésives en céramique. Type I : la préparation fenêtrée.* Lebeurre AL., Boitelle P. BioMatériaux Clinique. 2022;7(2).

3.3.3 Communications dans des congrès internationaux

CI1. *Analyse de l'espacement de chapes en zircone réalisées par procédé CFAO: une étude pilote.* Boitelle P. Congrès de la Société Francophone des Biomatériaux Dentaires, Liège 2014.

CI2. *La précision en conception et fabrication assistée par ordinateur: mythe ou réalité?.* Tapie L., Attal J.P., Boitelle P. Congrès de la Société Francophone des Biomatériaux Dentaires, Liège, 2014.

CI3. *Analyse de l'espacement de chapes en zircone réalisées par procédé CFAO: une étude pilote.* Boitelle P., Tapie L., Fromentin O., Mawussi B. Congrès de la Société Francophone des Biomatériaux Dentaires, Liège 2014.

CI4. *3D and 2D marginal fit evaluation of CAD_CAM Zirconia copings.* Boitelle P., Tapie L., Mawussi B., Fromentin O. Congrès Imagina Dental, Monté Carlo, Monaco, 2017.

CI5. *The influence of preparation design on accuracy and stability CAD CAM restorations.* Boitelle P. Colloque Division de Prothèse fixe et Biomatériaux, Genève, Suisse, 2021.

CI6. *Design evaluation of simplified ceramic cantilever single*-retainer resin-bonded fixed dental prostheses using FEA. Hjort N., Boitelle P., Sailer I., Attal JP., Benoit A. 27ème Congress of the European Society of Biomechanics, June 26-29, 2022, Porto, Portugal.

3.3.4 Communications Orales dans des congrès nationaux

CON1. *La chaîne technologique numérique en prothèse.* Boitelle P. Congrès de la Société Francophone des Biomatériaux Dentaires, Avignon 2013.

CON2. *Impact de la 3D sur les soins dentaires.* Boitelle P. Journée numérique 3D et simulation numérique, Université Paris Descartes, Paris, 2015.

CON3. *La CFAO dentaire, Intérêts et applications.* Boitelle P., Tapie L., Mawussi B. 41ème Entretiens de Garancière, Paris, 2015.

CON4. *Evaluation bi et tridimensionnelle du hiatus marginal de chapes en Zircone.* Boitelle P. Journée de Recherche de l'UFR d'Odontologie Paris Diderot, 2015.

CON5. *Contemporary management to minimal invasive esthetic treatment of dentition affected by erosion – A clinical report.* Boitelle P. Congrès de la Société Francophone des Biomatériaux Dentaires, Paris 2019

CON6. *Les préparations pour les restaurations adhésives postérieures: avènement d'un nouveau paradigme.* Boitelle P. Association Dentaire Française, Paris 2019

CON7. *Dentisterie contemporaine: Les clés pour changer nos pratiques.* Boitelle P. Webinar ABCDent Mai 2020.

CON8. *Comment choisir son système CFAO.* Boitelle P. Webinar ABCDent Janvier 2021.

CON9. *Restaurations collées postérieures: les nouvelles formes de préparation et préalables à une bonne adhésion.* Boitelle P., Pacquet W., Journée de Dentisterie Esthétique, Villeneuve d'Ascq Juillet 2021.

3.3.5 Communications Affichées dans des congrès nationaux

CAN1. *Instructeur de préparation: Nouvel outil pédagogique pour les TP de prothèse fixée en PCEO2.* Boitelle P., Piquet M., Graux F. Congrès du Collège National des Enseignants en Prothèses Odontologiques, Marseille 2011.

CAN2. *Influence sur la pulvérisation d'un spray opacifiant utilisé lors d'empreintes optiques intra-buccales: l'Optispray®.* Dehurtevent M., Robberecht L., Boitelle P., Behin P. Congrès du Collège National des Enseignants en Prothèses Odontologiques, Strasbourg 2013.

CAN3. *Paramétrage et espacement réalisé par trois systèmes CFAO sur des chapes en zircone.* Boitelle P., Tapie L., Mawussi B., Fromentin O. Congrès du Collège National des Enseignants en Prothèses Odontologiques, Lyon 2014.

CAN4. *Précision d'adaptation de chape en Zircone fabriquée par CFAO dentaire.* Boitelle P. Journée de l'école doctorale Galilée, Université Paris 13; 2014.

CAN5. *Evaluation bi et tridimensionnelle du hiatus marginal de chapes en Zircone.* Boitelle P., Laly C., Tapie L., Mawussi B., Fromentin O. Congrès du Collège National des Enseignants en Prothèses Odontologiques, Clermont-Ferrand 2015.

CAN6. *Mise en forme d'une céramique dentaire par stéréolithographie.* Dehurtevent M, Robberecht L, Boitelle P., Héloire N., Béhin P. Congrès du Collège National des Enseignants en Prothèses Odontologiques, Clermont Ferrand, 2015.

CAN7. *Nouveau procédé de F.A.O. des céramiques dentaires par technique additive : stéréolithographie.* Dehurtevent M, Robberecht L, Hornez J-C., Boitelle P., Descamp F., Béhin P. Congrès du Collège National des Enseignants en Prothèses Odontologiques, Lille 2016

CAN8. *Comparaison des méthodologies d'évaluation 2D et 3D du hiatus marginal en prothèse fixée.* Boitelle P., Tapie L., Mawussi B., Fromentin O. Congrès du Collège National des Enseignants en Prothèses Odontologiques, Montpellier 2017.

CAN9. *Les restaurations postérieures unitaires : Quel matériau céramique en CFAO indirecte en 2017 ?* Dehurtevent M., Boitelle P., Robert C., Behin P. Congrès du Collège National des Enseignants en Prothèses Odontologiques, Montpellier 2017.

CAN10. *Evaluation of the dimensional accuracy of the prosthesis manufacturing to its CAD model.* Pacquet W., Tapie L., Mawussi B., Boitelle P. Congrès du Collège National des Enseignants en Prothèses Odontologiques, Paris 2019.

3.3.6 Travaux universitaires

Thèse d'Université Évaluation tridimensionnelle du joint dento-prothétique en technique CFAO. La méthode "Triple Scan", Intérêts et Limites, P. Boitelle, Thèse d'université, Université Paris 13, décembre 2015.

Master 2 Recherche Fonctionnalisation de biocéramiques poreuses par les cyclodextrines pour la libération prolongée d'antibiotiques, P. Boitelle, Mémoire de Master 2 Recherche, Université Lille 2, mai 2009.

Phylogénie des RTK, P. Boitelle, Mémoire Bibliographie du Master 2 Recherche, Université Lille 2, mai 2009.

Maîtrise de Science Biologique et Médicale

- ✔ Etude IRENI – Santé, P. Boitelle, Mémoire du Certificat Environnement et Santé, Université Lille 2, septembre 2006.
- ✔ Réalisation d'un site web : Outil de communication, P. Boitelle, R. de Papé, Mémoire du Certificat Informatique Médicale et Technologie de la communication, Université Lille 2, septembre 2006.
- ✔ La fosse infra-temporale : anatomie topographique en dissection et en imagerie, P. Boitelle, S. Grave, L. Mbog, M. Piquet, J. Dufrenoy, Mémoire du Certificat Environnement et Santé, Université Lille 2, septembre 2006.

Thèse d'exercice

La formation en occlusodontologie : son enseignement Universitaire en France, P. Boitelle, Thèse d'exercice, Université Lille 2, mai 2006.

3.4 Liste des encadrements scientifiques effectués

3.4.1 Thèse de doctorat

Thèse de doctorat : 1 en cours

William Pacquet

Titre : *Évaluation métrologique de prothèses dentaires réalisées par CFAO*

Directeurs : Bernardin Mawussi (URB2i – USPN) – 20%, Laurent Tapie (URB2i – Université Sorbonne Paris Nord) – 40%

Encadrant : Philippe Boitelle (URB2i - Université Lille) – 40%

École Doctorale : Galilée (ED 146) – Université Sorbonne Paris Nord

Statut : Assistant Hospitalo-Universitaire

*Doctorat à temps p*artiel (temps partagé entre la recherche et une autre activité professionnelle)

Publications associées : Pacquet, 2020 (RI.6), Pacquet, 2021 (RI.7)

Date de début : 1er octobre 2017

Date de soutenance prévue : mai 2022

3.4.2 Master 2 Recherche

Master 2 recherche : 1 soutenue

Edwine Fleutry

Titre : *Création d'un outil pédagogique pour l'apprentissage de la prothèse fixée*

Tuteurs : Philippe Boitelle (URB2i - Université Lille) – 70%, Laurent Tapie (URB2i – Université Paris 13) – 30%

Master 2 : Dispositifs Médicaux et Biomatériaux – Ecole Doctorale Biologie Santé - Université de Lille

Date de début : septembre 2020

Date de soutenance : 6 Septembre 2021

3.4.3 Directions de Thèse d'exercice de docteur en Chirurgie-Dentaire

1. HIEL Mathilde **"Troubles respiratoires du sommeil et orthèses d'avancée mandibulaire".** Thèse pour le diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire. Soutenue le 09/10/2009 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille, Section Prothèses.

2. FICHAUX Emilie **"La CFAO en 2012 : le CEREC 3D 4.0SW".** Thèse pour le diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire. Soutenue le 01/03/2012 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille, Section Prothèses.
3. LEJOSNE Thomas **"La référence esthétique horizontale pour les reconstitutions prothétiques : Etude sur les étudiants de la Faculté de chirurgie dentaire de Lille".** Thèse pour le diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire. Soutenue le 24/09/2013 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille, Section Prothèses.
4. HAMMAD Éric **"La Bluecam et l'Omnicam: Changement et Apport".** Thèse pour le diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire. Soutenue le 13/03/2014 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille, Section Prothèses.
5. D'HERVILLER Tiphaine **"Apport des logiciels d'analyse esthétique et des Skyn concept à la CFAO".** Thèse pour le diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire. Soutenue le 27/02/2018 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille, Section Prothèses.
6. NIVOLIER Etienne **"Fonctionnement et place de la micro-fusion laser dans la dentisterie moderne."** Thèse pour le diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire. Soutenue le 18/12/2018 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille, Section Prothèses.
7. Lebeurre Anne-Laure **"Réalisation de vidéos pédagogiques pour la préparation des restaurations adhésives en céramique dans le secteur antérieur".** Thèse pour le diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire. Soutenue le 29/01/2019 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille, Section Prothèses.
8. Honorez Théo **"Applications des silanes dans les protocoles de collage des reconstitutions en céramique : étude comparative d'un silane auto-morçandant".** Thèse pour le diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire. Soutenue le 15/10/2019 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille, Section Prothèses.
9. Bonnor Yann **"Réhabilitation esthétique et fonctionnelle de lésions érosives dentaires par la "three step technique" : Présentation d'un cas clinique".** Thèse pour le diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire. Soutenue le 03/12/2019 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille, Section Prothèses.
10. Lavalard Alizée **"Apport de la dentisterie contemporaine dans la finition des traitements orthodontique".** Thèse pour le diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire. Soutenue le 05/12/2019 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille, Section Prothèses.
11. Desoubry Laure **"Altération esthétique de la zone cervicale des restaurations esthétiques dento-portées collées ou scellées : origine et gestion".** Thèse pour le diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire. Soutenue le 10/12/2019 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille, Section Prothèses.
12. Maréchal Gaultier **"Optimisation par éléments finis de l'architecture des armatures zircone sur les couronnes stratifiées".** Thèse pour le diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire. Soutenue le 10/12/2019 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille, Section Prothèses.
13. Dandois Adrien **"La réalité augmentée au cabinet dentaire".** Thèse pour le diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire. Soutenue le 17/12/2019 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille, Section Prothèses.

14. Lekieffre Louis **"Les RCR directes en composite : étude expérimentale de l'impact de la translucidité du tenon sur la couleur du composite de reconstitution".** Thèse pour le diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire. Soutenue le 17/12/2019 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille, Section Prothèses.
15. Falques Anaïs **"Les préparations contemporaines dédiées aux restaurations adhésives dans le secteur postérieur".** Thèse pour le diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire. Soutenue le 07/01/2020 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille, Section Prothèses.
16. Thorez Arthur **"L'apport de l'orthodontie dans les phénomènes d'usure dentaire".** Thèse pour le diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire. Soutenue le 06/10/2020 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille, Section Prothèses.
17. El Ayadi Moroine **"Les bridges collées cantilever : critères de choix et procédures cliniques pour les infrastructures en zircone et en disilicate de lithium".** Thèse pour le diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire. Soutenue le 26/10/2020 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille, Section Prothèses.
18. Chochoix Laura **"L'empreinte optique sous-digue pour les restaurations adhésives postérieures".** Thèse pour le diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire. Soutenue le 20/05/2021 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille, Section Prothèses.
19. Fleutry Edwine **"Nouvelle approche pédagogique pour l'apprentissage de la prothèse fixée en DFGSO 2A".** Thèse pour le diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire. Soutenue le 15/06/2021 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille, Section Prothèses.
20. Lorilleux Alexandre **"Adhésif à base de protéines de moules : fonctionnement et applications en chirurgie-dentaire".** Thèse pour le diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire. Soutenue le 02/07/2021 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille, Section Prothèses.
21. Bonnor Loïc **"La technique build-up – Préalable à la reconstruction prothétique".** Thèse pour le diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire. Soutenue le 10/12/2021 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille, Section Prothèses.

3.4.4 Participation aux jurys Thèse d'exercice de docteur en Chirurgie-Dentaire

1. **"Assemblage des pièces céramo-céramiques: scellement ou collage ?"** Soutenue en 2010 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par M. Laurent Leuleu sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur P-H Dupas ; directeur de thèse: le Docteur P. Behin.
2. **"Réalisation de présentations pédagogiques pour les travaux pratiques de troisième année en prothèse fixée: partie 1"** Soutenue en 2011 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par M. François Gigaux sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur P-H Dupas ; directeur de thèse: le Docteur F. Descamp.
3. **"Réalisation de présentations pédagogiques pour les travaux pratiques de troisième année en prothèse fixée: partie 2"** Soutenue en 2011 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par M. Hadrien Bouckenooghe sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur P-H Dupas ; directeur de thèse: le Docteur F. Descamp.

4. **"Empreinte optique intra-buccal et spray opacifiant"** Soutenue en 2013 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par Mlle Marion Dehurtevent sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur P-H Dupas ; directeur de thèse: le Docteur P. Behin.
5. **"Protocole 3D de mesure du joint dento-prothétique d'un assemblage réalisé en CFAO par micro-CT"** Soutenue en 2015 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Paris Descartes par M. Norman Chiche sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur L. Pierrisnard ; directeur de thèse: le Docteur L. Tapie.
6. **"Le système iTero® element™, la CFAO au service de l'omnipratique et de l'orthopédie dento-faciale."** Soutenue en 2016 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par Mlle Juliette Ridon sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur T. Colard ; directeur de thèse: le Docteur F. Descamps.
7. **"Analyse et projet esthétique assisté par la technique du Photoshop Smile Design."** Soutenue en 2017 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par M. Pierre Legrand sous la Présidence du jury: Madame le Professeur I. Delcourt ; directeur de thèse: le Docteur R. Degaey.
8. **"Le Mock-up : Apports cliniques et revue des techniques de réalisation sur les dents antérieures et postérieures."** Soutenue en 2017 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par M. Simon Cocqempot sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur P. Béhin ; directeur de thèse: le Docteur C. Denis.
9. **"Musicothérapie et utilisation de la musique au cabinet dentaire : approche pratique et séance types."** Soutenue en 2018 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par M. Alex Lebon sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur T. Colard ; directeur de thèse: le Docteur T. Trentesaux.
10. **"Guides pédagogiques des étapes de réalisation d'un inlay-onlay composite pour les travaux pratiques : de la préparation cavitaire au collage."** Soutenue en 2018 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par M. Mathias Montagnèse sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur P. Béhin ; directeur de thèse: le Docteur M. Beaurain.
11. **"Les restaurations partielles postérieures collées : procédures cliniques."** Soutenue en 2018 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par M. Florian Dechy sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur P. Béhin ; directeur de thèse : le Docteur C. Robert.
12. **"Le monolithique en disilicate de lithium et en zircone : intérêts dans les reconstructions coronaires périphériques en prothèse fixée unitaires."** Soutenue en 2018 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par M. Louis Verfaille sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur E. Deveaux ; directeur de thèse: le Docteur C. Robert.
13. **"Réalisation de supports pédagogiques pour les travaux pratiques de prothèse fixée en 4ème année : de la préparation au collage d'un onlay."** Soutenue en 2019 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par M. Arthur Cuvelier sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur P. Béhin ; directeur de thèse: le Docteur C. Robert.
14. **"L'inlay-onlay composite en méthode semi-directe sur la dent postérieure dépulpée."** Soutenue en 2019 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par M. Paul Biard sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur P. Béhin ; directeur de thèse: le Docteur C. Denis.
15. **"Propositions en vue de la construction du futur site web du service d'odontologie du CHU de Lille"** Soutenue en 2019 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par M. Lucas Smeulders sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur P. Béhin ; directeur de thèse: le Docteur L. Nawrocki.
16. **"Le collage sur l'émail atteint de troubles de structure"** Soutenue en 20219 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par Mlle Marie-Eugénie Touminet sous la

Présidence du jury: Monsieur le Professeur P. Béhin ; directeur de thèse: le Docteur J. Vandomme.

17. **"La clinique du sourire", prise en charge esthétique dans le service d'odontologie du centre hospitalier universitaire de Lille "** Soutenue en 2019 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par M. Walid Bouakline sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur T. Colard ; directeur de thèse: le Docteur L. Lesieur.
18. **"Analyses esthétique et occlusale dans le cadre d'une réhabilitation prothétique dento-portée du secteur antérieur maxillaire"** Soutenue en 2019 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par M. Hugo Crétal sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur P. Béhin ; directeur de thèse: le Docteur J. Vandomme.
19. **"La suppléance de la fonction visuelle au moyen de l'électrostimulation linguale"** Soutenue en 2019 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par M. Clément Desquemack sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur T. Colard ; directeur de thèse: le Docteur W. Pacquet.
20. **"Nouveaux blocs de résine composite haute performance et de céramique hybride: deux cas cliniques"** Soutenue en 2019 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par Mlle Héloïse Bartusiak sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur P. Béhin ; directeur de thèse: le Docteur C. Denis.
21. **"La place des composites bulk fill dans la réalisation du scellement dentinaire immédiat et de substituts dentinaires"** Soutenue en 2019 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par Mlle Alice Fodor sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur E. Delcourt ; directeur de thèse: le Docteur W. Pacquet.
22. **"Biomimétisme et économie tissulaire: les grands principes de la dentisterie moderne"** Soutenue en 2019 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par M. Brice Eveno sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur P. Béhin ; directeur de thèse: le Docteur I. Soonekindt.
23. **"Le visagisme: Une technique d'harmonie psycho-dento-faciale dans l'élaboration d'un projet esthétique"** Soutenue en 2020 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par Mlle. Inès Geslot sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur P. Béhin ; directeur de thèse: le Docteur W. Pacquet.
24. **"L'intérêt de l'overlay dans la prise en charge des fêlures dentaires"** Soutenue en 2020 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par Mlle Constance Delebarre sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur P. Béhin ; directeur de thèse: le Docteur W. Pacquet.
25. **"Forme et couleur des restaurations en résine composite: les clés du succès"** Soutenue en 2020 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par Mlle Mélanie Dupré sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur E. Deveaux ; directeur de thèse: le Docteur D. Lunardi.
26. **"Le protocole E-lab: relevé et transmission de teinte autour d'un cas clinique unitaire en secteur esthétique"** Soutenue en 2020 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par M. Anthony Rosseel sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur P. Behin ; directeur de thèse: le Docteur A. Desmetriou.
27. **"Peut-on éliminer l'acide fluorhydrique dans le protocole de collage des pièces en céramique ?"** Soutenue en 2020 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par M. Théo Hanon sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur P. Béhin ; directeur de thèse: le Docteur F. Descamp.
28. **"Propositions en vue de la réalisation du site web du service d'odontologie du CHU de Lille"** Soutenue en 2020 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par M. Julien

Baillie sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur P. Béhin ; directeur de thèse: le Docteur L. Nawroski.

29. **"La gestion du profil d'émergence en implantologie en secteur antérieur lors de la phase d'ostéointégration"** Soutenue en 2020 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par Mlle. Constance Beun sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur T. Colard ; directeur de thèse: le Docteur R. Degaey.
30. **"La primescan: une avancée technologique dans le CFAO"** Soutenue en 2021 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par M. Lucas Cocart sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur P. Béhin ; directeur de thèse: le Docteur F. Descamp.
31. **"Intérêt de la technique d'implantation immédiate en secteur postérieur associée au pilier de cicatrisation anatomique"** Soutenue en 2021 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par M. Simon Deffrenne sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur P. Béhin ; directeur de thèse: le Docteur R. Degaey.
32. **"Regard actuel sur les restaurations prothétiques adhésives sans préparation"** Soutenue en 2021 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par M. Arthur Barbier sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur P. Béhin ; directeur de thèse: le Docteur G. Piskorski.
33. **"Le traitement des lésions d'usure avec élévation de la dimension verticale par la méthode du full mock-up"** Soutenue en 2021 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par Mlle Marine Wattel sous la Présidence du jury: Monsieur le Professeur P. Béhin ; directeur de thèse: le Docteur G. Piskorski.
34. **"Restaurations esthétiques par composite injecté"** Soutenue en 2021 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par M. Nicolas Métier sous la Présidence du jury : Monsieur le Professeur E. Devaux ; directeur de thèse : le Docteur R. Demetriou.
35. **"CFAO directe et semi-directe : La réalité du coût des principaux systèmes commercialisés"** Soutenue en 2021 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par Mlle Assiya Kharmaz sous la Présidence du jury : Monsieur le Professeur P. Béhin ; directeur de thèse : le Docteur F. Descamp.
36. **"La dentine va vous en faire voir de toutes les couleurs"** Soutenue en 2021 à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille par M. Méhdi Benaissa sous la Présidence du jury : Monsieur le Professeur T. Colard ; directeur de thèse : le Docteur A. Gambiez.

4 Participation à la vie scientifique et Responsabilité collectives

Responsabilités scientifiques et administratives

Membre élu du conseil d'administration de l'URB2i — UR4462

Dans le cadre du conseil d'administration de l'URB2i, présidé par Jean-Pierre Attal, MCU-PH-HDR CNU 58.01 (Odontologie), je représente le collège EC et des chercheurs permanents. Le conseil d'administration se réunit deux fois par an.

Responsable de l'antenne de l'URB2i - UR 4462 à la Faculté de Chirurgie-Dentaire de Lille

De nombreuses sollicitations pour le soutien d'étudiants en thèse d'exercice ou de candidats en master recherche ou encore en thèse de recherche ont conduit les responsables de notre laboratoire (Dr J-P Attal et Dr L. Tapie) à proposer de créer une antenne du laboratoire dans les locaux de la Faculté de Chirurgie-Dentaire de Lille. Il s'agit de permettre à la Faculté de Lille de pouvoir offrir à ses étudiants le soutien d'un laboratoire de recherche et de l'autre, de donner à l'URB2i l'occasion d'étendre son activité. L'arrivée de cette antenne a reçu un accueil favorable du doyen (Dr E. Bocquet) et de l'assesseur à la recherche (Pr T. Colard) de la Faculté de Chirurgie-Dentaire de Lille. L'université de Lille a aussi donné son accord de principe sur ce projet. Actuellement, une restructuration des locaux de la Faculté est en cours et a donné la possibilité d'aménager un local dédié à l'antenne au cours du second semestre 2022.

Assesseur puis chargé de mission à la formation continue à la Faculté de Chirurgie-Dentaire de Lille

Depuis 2019, les deux doyens successifs de la Faculté de Lille m'ont chargé de la formation continue. Le premier but de cette fonction est de faire en sorte que les formations continues de la Faculté, articulées autour de Diplômes Universitaires et d'Attestations Universitaires, soient plus connues de nos confrères libéraux et plus efficientes dans leur organisation. Cette mission consiste aussi à permettre aux étudiants de se former, à côté de la formation initiale, par des lectures appropriées ou par l'accès à des conférences, de valoriser les diplômes universitaires et d'organiser le congrès intitulé "Rencontre d'automne" en octobre 2020.

Diffusion des travaux : rayonnement et vulgarisation

Membre de comité de relecture

Depuis 2018, quatre revues internationales à comité de lecture de mon domaine d'expertise et présentant un impact factor m'ont demandé d'examiner les demandes de soumission reçues par leur service de rédaction.

Liste des revues et des relectures effectuées :

- Journal of Prosthetic Dentistry : 16 rapports réalisés

- BMC Oral Health : 8 rapports réalisés
- International Journal of Prosthodontic : 3 rapports réalisés
- European Journal of Dentistry : 1 rapport réalisé.

Conférencier invité

Amicale Odonto-Stomatologique de Lille-Ouest - Septembre 2019

Conférencier invité : « Dentisterie *contemporaine : Les clés pour changer nos pratiques ».*

Association Dentaire de France (ADF) - Congrès novembre 2019

Conférencier invité : « Les *préparations pour les restaurations adhésives postérieures : avènement d'un nouveau paradigme ».*

Société Francophone de Biomatériaux dentaire - Congrès juillet 2019

Conférencier invité: «*Contemporary management of minimal invasive aesthetic treatment of dentition affected by erosion: case report*».

ABCDent - Webinar

Conférencier invité :

« *Dentisterie contemporaine : Les clés pour changer nos pratiques.* », Mai 2020.

« *Comment choisir son système CFAO.* », Janvier 2021.

Collège Lillois d'Implantologie Orale

Conférencier invité : « L'empreinte *optique et prothèse conjointe et en implantologie. »*, juin 2021.

Journée de Dentisterie Esthétique 2021

Conférencier invité : « Restaurations *collées postérieures : les nouvelles formes de préparation et préalables à une bonne adhésion. »*, juillet 2021

Congrès de l'Association Dentaire Française 2021

Président de séance ; novembre 2021

Membre de comités d'organisation de conférences

Association de la Faculté de Chirurgie-Dentaire de Lille

Président de l'Association de la Faculté de Chirurgie-Dentaire de Lille depuis 2020.

2èmes Rencontres d'Automne 2020

Président du comité d'organisation 15 et 16 octobre 2020, Lille

40èmes Journées du Collège National des enseignants de Prothèse Odontologiques

Membre du comité d'organisation 09 et 10 septembre 2016, Lille

Obtention de financements

I-Site Université Lille Nord-Europe

Financement de ma mobilité internationale de recherche.

Financement alloué : 2500€

Références

philippe.boitelle@univ-lille.fr - ✆: 06 72 38 37 90

- http://recherche.parisdescartes.fr/ea4462/Membres/Enseignants-Chercheurs/Boitelle-Philippe
- https://pubmed-ncbi-nlm-nih-gov.ressources-electroniques.univ-lille.fr/?term=Boitelle+P.
- https://scholar.google.fr/scholar?hl=fr&as_sdt=0%2C5&q=boitelle+P.&btnG=
- http://www.theses.fr/2015USPCD069

Partie 2. Travaux de recherche

« A la source de toute connaissance, il y a une idée, une pensée puis l'expérience vient confirmer l'idée. »

(Claude Bernard)

5 Inspection et évaluation des chaînes CFAO dentaire

5.1 La chaîne de CFAO dentaire

Mes travaux de thèse ont commencé avec l'apprentissage et la compréhension des concepts d'ingénierie développés dans la CFAO dentaire. Ce domaine, bien qu'étant très impliqué dans les thérapeutiques dentaires actuelles, n'était pas, à l'époque, du tout enseigné dans mon cursus à la Faculté de Chirurgie-Dentaire de Lille. Cette première étape regroupe les éléments essentiels à la compréhension de la démarche scientifique déroulée tout au long de mes travaux.

Définitions

Selon la définition, la CFAO est un processus de réalisation entièrement automatisé et informatisé permettant de concevoir et de fabriquer une pièce. Le sigle francophone CFAO (Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur) ou le terme anglo-saxon CAD-CAM (Computer Aided Design - Computer Aided Manufacturing) utilisé dans la littérature internationale tendrait à diviser cette chaîne en deux maillons. Toutefois, l'analyse de la structure des systèmes de CFAO conduit à la description de quatre étapes (Fig.5.1.1) : l'acquisition, la CAO, la FAO et la MOCN (Machine-outil à Commande Numérique) qui peut être une machine d'usinage, une imprimante 3D ou une machine à micro-fusion laser (Tapie, Lebon, et al. 2015).

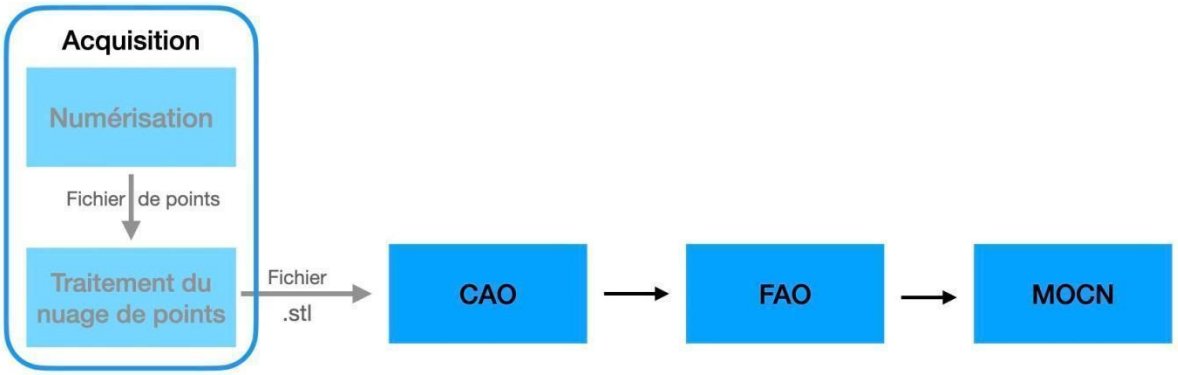


Figure 5.1.1: Chaîne numérique de CFAO dentaire

Suivant le positionnement de ces différentes étapes de la chaîne CFAO entre le cabinet dentaire et le laboratoire de prothèse, trois modes de fabrication (directe, semi-directe ou indirecte) ont été décrits (Fages et al. 2012). La modularité de ces chaînes permet de répondre à de nombreuses situations cliniques détaillées dans les travaux de Miyazaki *et al.* (Miyazaki T et al. 2009).

Fonctionnement du flux numérique

Les quatre maillons de la chaîne CFAO communiquent entre eux par la transmission unidirectionnelle d'informations sous forme de fichiers. Cette circulation d'information d'un maillon de la chaîne au suivant est appelée flux numérique. La succession de maillons et les échanges de fichiers sont, sans doute, la source d'imprécisions ou de dispersions de données qui affectent la qualité finale de la reconstitution (Fig. 5.1.2). Une description du fonctionnement de chacun des maillons soulignant une ou plusieurs de ces dispersions a été publiée dans mes articles en littérature française ((Boitelle, et al. 2018) ;(RN8 et 9)). Les sources d'erreur relevées dans les procédés CFAO pourront expliquer les différences observées entre les différents systèmes de CFAO étudiés au long de mes travaux.

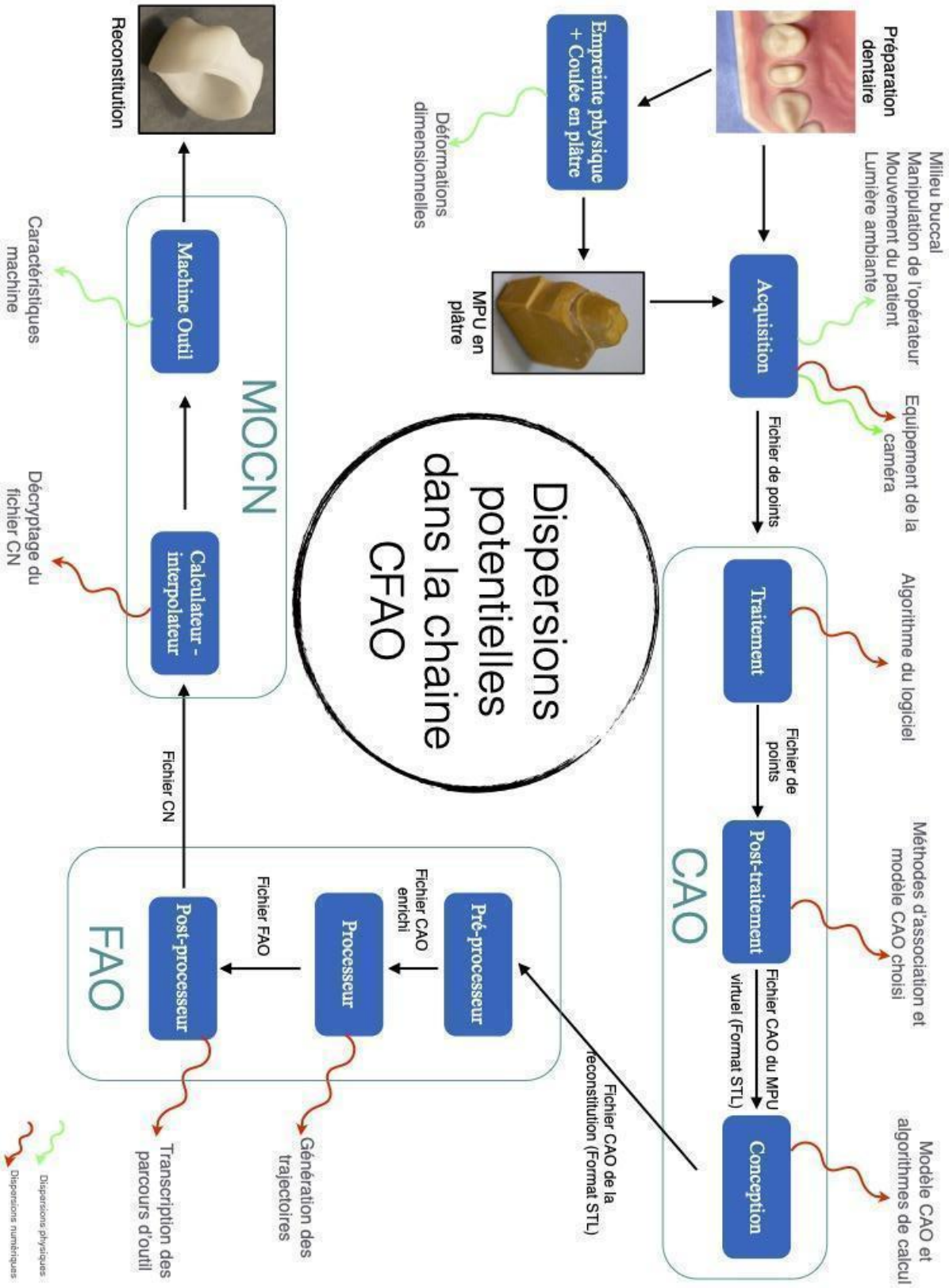


Figure 5.1.2: Dispersions potentielles dans la chaîne CFAO dentaire

Méthodes d'évaluation des chaînes de fabrication des prothèses

En dentisterie, la performance des procédés de fabrication de prothèse fixée est évaluée en termes d'adaptation de celle-ci sur le pilier dentaire ou sur une réplique de celui-ci. L'étude des systèmes de CFAO dentaire est donc effectuée de la même manière. Elle implique la définition et la compréhension des critères de l'adaptation des prothèses fixées.

Cette adaptation est évaluée par la mesure de l'espace existant entre l'intrados prothétique et la surface du pilier. La littérature distingue le hiatus marginal qui représente l'ouverture de cet espace dento-prothétique dans le milieu buccal du reste de ce même espace appelé hiatus interne. Le repérage géométrique définissant les limites et le sens des mesures du hiatus a été codifié dans les travaux de Holmes *et al.* (Holmes et al. 1989).

Au sein des chaînes CFAO, le paramétrage retenu lors des différentes étapes de la CFAO est un élément essentiel dans la maîtrise de l'ajustement des reconstitutions. Les paramètres peuvent être fixés par défaut par le constructeur du système de CFAO, comme souvent retrouvés dans les systèmes de CFAO directe, ou être adaptés à la situation clinique par un technicien de laboratoire expérimenté à l'utilisation des systèmes de CFAO semi-directe ou indirecte. Il est donc possible à l'opérateur de régler ces paramètres grâce à une interface accessible à partir du logiciel CAO.

Avec la croissance importante du nombre de systèmes de CFAO présents sur le marché odontologique ainsi que les développements récents de technologies de mise en forme appliquée à la prothèse dentaire, il était nécessaire de mettre en place une évaluation scientifiquement incontestable des dispositifs médicaux à usage individuel.

Ces différents éléments, décrits dans mes travaux de thèse et certaines de mes publications, représentent donc la base de la réflexion scientifique sur la thématique de l'inspection et l'évaluation des systèmes de CFAO dentaire. Quels sont les impacts des paramétrages sur les restaurations réalisées ? Quel est le niveau d'adaptation obtenu de ces prothèses ? Quelle est la reproductibilité de cette adaptation entre les différents spécimens fabriqués ? La réponse à ces questions nécessite l'utilisation d'une méthodologie d'une grande exactitude de mesure et reproductible.

5.2 Protocole d'évaluation de la performance des systèmes CFAO dentaires

Quelle méthodologie ?

La sélection de la méthodologie la plus adaptée à mes recherches a nécessité, dans un premier temps, de relever l'ensemble des méthodologies existantes qui évaluent le hiatus dento-prothétique. Cette recherche a été réalisée dans une revue systématique de la littérature ((Boitelle et al. 2014) ;(RI1)). Les méthodes référencées ont pu être classées selon leur technique de mesure et leur analyse en deux ou en trois dimensions. Les protocoles de mesure en deux dimensions présentent deux grandes limites : la quantité relativement limitée des données obtenues et la reproductibilité de des mesures entachées par diverses impressions métrologiques et biais méthodologiques. Les méthodes en 3 dimensions présentent aussi des erreurs influençant les résultats malgré un nombre de mesures très important. La première conclusion de ces recherches était que la multiplication des méthodes décrites dans la littérature souligne en réalité une absence de consensus et une absence d'une méthode standardisée présentant les qualités métrologiques incontestables sur le plan scientifique (Martínez-Rus et al. 2012). En corollaire, la comparaison des évaluations des performances des systèmes de CFAO n'est pas possible (Laurent et al. 2008). La seconde conclusion soulignait l'importance de la vérification de la validité de la méthode de mesure utilisée en termes de fiabilité et de reproductibilité (Holst et al. 2011; Schaefer et al. 2012) dans les méthodes d'évaluation 3D du hiatus dento-prothétique.

Après analyse des caractéristiques et des performances des chaînes de mesures, il était apparu que deux méthodes semblaient remplir plusieurs critères de choix. La méthode "Triple Scan" et la méthode avec la microtomographie (micro-CT) correspondent à des méthodes dites non-destructrices (Pelekanos et al. 2009) et présentent les avantages suivants :

- L'utilisation d'équipements de mesure en 3D permettant une évaluation du hiatus sur l'ensemble de son volume,

- L'acquisition d'un nombre de points de mesure important (Schaefer et al. 2012),

- Pas d'interposition d'un matériau entre les deux pièces de l'assemblage (Holst et al. 2011).

La méthode "Triple Scan" semblait donc être un bon compromis entre l'accessibilité du joint pour la mesure et la mise en œuvre d'un équipement plus simple à intégrer dans une démarche de standardisation d'une méthode d'évaluation. C'est donc cette méthode que j'ai choisie et développée dans mes travaux.

La méthode avec le micro-CT étudié en partie dans mes travaux de thèse a été poursuivie dans les études réalisées dans la thèse d'Université de William Pacquet.

La méthode "Triple scan"

La méthode "Triple Scan" consiste au repositionnement des acquisitions respectives de la reconstitution et du modèle positif unitaire (MPU) par rapport à l'acquisition de leur assemblage (Fig. 5.2.1). La méthode de mesure qu'intègre cette chaîne de mesure est basée sur le maillage des acquisitions numériques de scanner optique (ATOS CompactScan, GOM mbH, Braunschweig, Allemagne) associées à des traitements de données informatiques. Elle apparaît très rapide et non destructrice (Kuhn et al. 2015). Entre les maillages des deux pièces repositionnées, la mesure du hiatus est réalisée à partir d'un nombre très élevé de points de mesure par le logiciel GOM Inspect (Carl Zeiss GOM Metrology GmbH, Allemagne). Cette méthode a été utilisée dans mes articles en littérature internationale ((Boitelle et al. 2016; Boitelle, et al. 2018; Karasan et al. 2021) ;(noté RI 2, RI4 et RI8)).

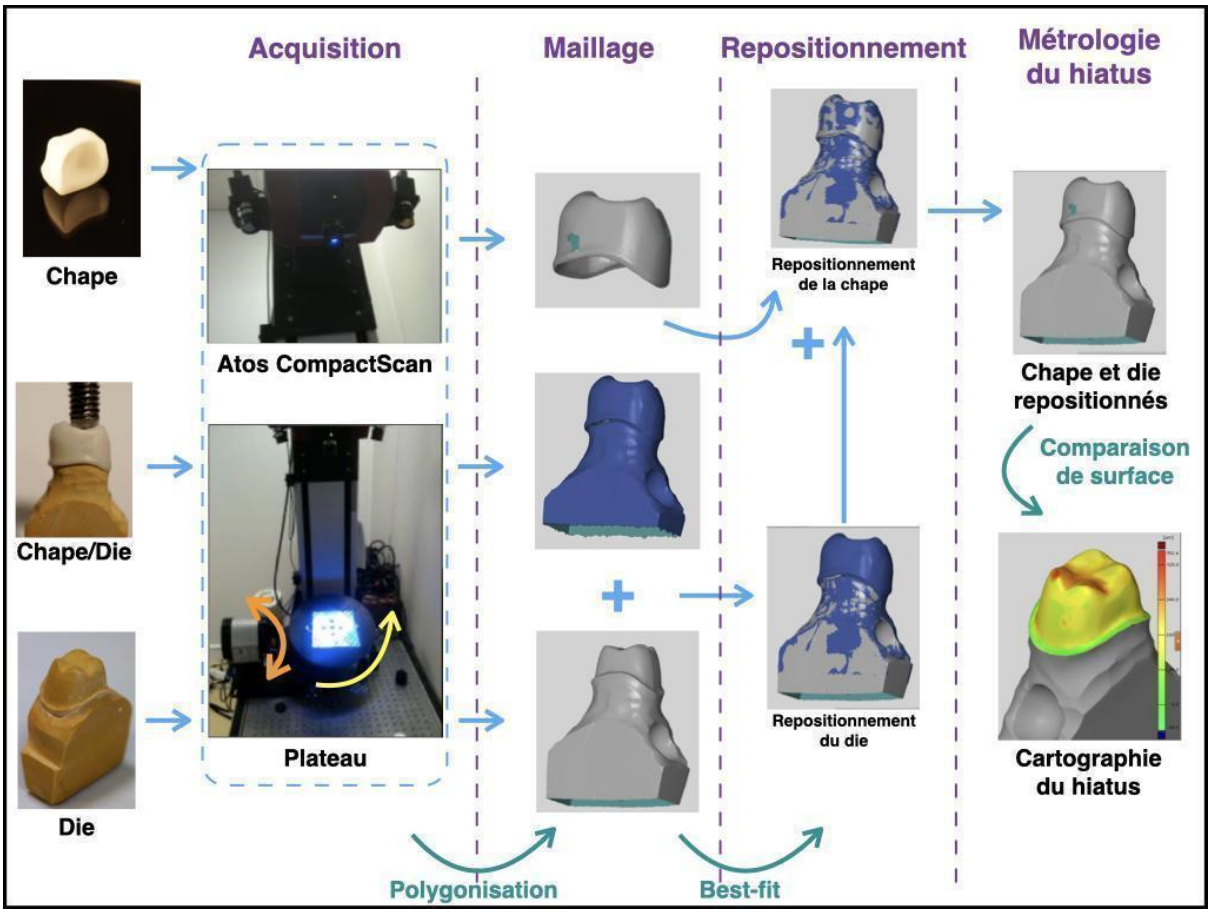


Figure 5.2.1: Dispersions potentielles dans la chaîne CFAO dentaire

La méthode par micro-CT Rx

La pertinence de cette technique radiologique dans l'évaluation du hiatus dento-prothétique repose sur l'exploration par rayonnements X permettant d'obtenir de grandes quantités de données (3000 à 6000 points de mesure) dans les trois plans de l'espace sans l'intermédiaire d'un analogue du matériau d'assemblage ou sans manipulations particulières des acquisitions (Borba et al. 2011; Karataşli et al. 2011). Elle présente aussi des qualités non-destructrices permettant la répétition de la méthode d'évaluation avec le même matériel expérimental (Hamilton et al. 2010). De plus, sur le plan technique, la résolution des équipements micro-CT est de l'ordre de quelques microns, ce qui est en accord avec les besoins métrologiques de l'évaluation du hiatus dento-prothétique idéalement compris entre 25 et 120 µm. Toutefois, cette méthode récente présente plusieurs inconvénients comme un temps d'acquisition extrêmement long et des problèmes liés à l'atténuation des rayons X par certains matériaux constitutifs des pièces prothétiques ou des analogues des préparations dentaires.

Dans mes travaux de thèse, et grâce à une collaboration académique avec le LMT-ENS Paris Saclay pour l'utilisation de leur plateforme d'imagerie par microtomographie Rx, une pré-étude avait pour but de valider l'utilisation de cette nouvelle chaîne de mesure dans l'évaluation du hiatus et de dégager des pistes de recherche. Les limites révélées par cette étude étaient surtout liées à l'atténuation des Rx par les matériaux constitutifs des restaurations prothétiques. Le Master 1 Recherche de Norman Chiche, encadré par L. Tapie, a permis d'explorer cette chaîne avec deux géométries permettant un assemblage conique et un assemblage pyramidale réalisés en résine infiltrée de céramique (Vita Enamic®, Vita-Zahnfabrick, Allemagne) dont les dimensions et l'espacement entre les pièces étaient connues. Ces travaux ont permis de comprendre l'importance d'une procédure d'étalonnage de cette chaîne de mesure avant d'entreprendre sa validation (Tapie, et al. 2015). C'est William Pacquet qui poursuit cette réflexion mettant en place un protocole d'étalonnage de la chaîne de métrologique avec des sphères étalons proches des prothèses dentaires en termes de dimensions et de matériaux utilisés, et l'évaluation d'un système CFAO grâce à la mesure de l'écart dimensionnel entre la restauration fabriquée et son modèle CAO. L'ensemble de ces travaux ont donné lieu à trois publications internationales ((Tapie, et al. 2015; Pacquet et al. 2021; Pacquet et al. 2020) ;(notées RI3, RI6 et RI7)).

La méthode d'exploration et de mesure par la microtomographie Rx, identifiée pendant mes travaux de thèse, représente un axe de recherche important au sein du laboratoire URB2i.

5.3 Evaluation des chaînes métrologiques indirecte

La démarche scientifique issue de la métrologie a été un véritable fil rouge suivi tout au long de mes activités scientifiques. Une partie de mon travail sur l'évaluation des systèmes de CFAO a été consacré à la validation de la méthode de mesure au niveau de la fiabilité et de la reproductibilité. C'est un élément préalable avant de pouvoir mettre en œuvre la méthode d'évaluation et de le proposer à la communauté scientifique. Cette expertise acquise dans l'utilisation de chaîne métrologique a été mise à profit dans certaines relectures effectuées pour des revues internationales (notées en Partie 1 Chapitre 4).

La méthode "Triple scan"

Tests de fiabilité

Les résultats des tests de fiabilité, rassemblés dans le tableau 5.3.1 et publiés dans mon mémoire de thèse, montrent une forte fiabilité de la méthode « Triple scan ». Les séries de mesures effectuées en testant successivement la fiabilité de chacun des maillons de la chaîne métrologique ne sont pas statistiquement différentes (marqués NS aux tests de Freidman) et les séries de données recueillies sont fortement corrélées entre elles si l'on excepte le repositionnement dans la zone occlusale (Coefficients des tests de Spearman variant de 0,617 à 0,999). Enfin, la quantification de cette variabilité montre que l'association des différentes procédures ou manipulations dans la chaîne métrologique, décrite en figure 5.2.1, se traduit par une augmentation de la variance liée à la répétabilité.

Tableau 5.3.1 : Résultats des tests de fiabilité Maillon de la chaîne de mesure.

Maillon de la chaîne de mesure	Zones	Corrélation Spearman	Friedman	Coeff. Corrélation Intraclasse [IC 95%]	Coeff. Répétabilité*
Logiciel GOM	Marginale	0,988-0,998	0,837 (NS)	0,976 [0,976-0,997]	1,81
	Axiale	0,941-0,998	0,634 (NS)	0,975 [0,913-0,997]	2,43
	Occlusale	0,980-0,999	0,364 (NS)	0,985 [0,944-0,998]	4,75
Scanner Atos CompactScan	Marginale	0,897-0,979	0,606 (NS)	0,914 [0,729-0,989]	4,86
	Axiale	0,750-0,991	0,355 (NS)	0,959 [0,836-0,997]	8,69
	Occlusale	0,955-0,997	0,066 (NS)	0,985 [0,733-0,990]	7,83
Positionnement avec serrage	Marginale	0,775-0,967	0,205 (NS)	0,826 [0,529-0,977]	7,82
	Axiale	0,617-0,974	0,364 (NS)	0,827 [0,531-0,977]	6,05
	Occlusale	-0,698-0,921	0,809 (NS)	0,425 [0,010-0,930]	14,73

*: µm; *IC: intervalle de confiance à 95%*

Contre-évaluation

La fiabilité de la méthode est un élément important qui doit être confronté aux autres méthodes d'évaluation des chaînes de production des restaurations prothétiques. Parmi celles-ci, la technique des répliques en silicone du hiatus dento-prothétique représente la référence dans la communauté scientifique car elle est utilisée pour évaluer les méthodes de

fabrication conventionnelle des prothèses et dont l’application pour les méthodes de fabrication par CFAO est tout à fait réalisable. Cette partie de mes recherches a fait l’objet d’une publication internationale ((Boitelle, et al. 2018); RI4).

La première étape de la technique des répliques consiste en la réalisation de la réplique de l’espace situé entre l’intrados des chapes et la surface du MPU avec un élastomère de faible viscosité réticulant par addition appelé "light" (Fit checker II, GC, Tokyo, Japon). Après enduction de l’intrados des chapes avec l’élastomère, celles-ci sont placées sur leurs MPU respectifs. Comme décrit pour la méthode "Triple Scan", un clamp de serrage, réglé sur 30 N.cm, vient exercer une contrainte en compression durant 5 minutes afin de garantir et standardiser l’enfoncement de la chape sur son MPU. Les chapes sont ensuite retirées de telle sorte que le film d’élastomère reste solidaire du MPU. La faible épaisseur de ce film rend impossible l’obtention d’une coupe nette et reproductible. Ce film doit donc être soutenu sans distorsions dimensionnelles (Laurent et al. 2008) par une autre épaisseur d’élastomère de forte viscosité encore appelé "hard" (Zetalabor, Zhermack Allemagne). Cette manipulation est réalisée dans le même repère spatial afin d’éviter les variations de plans de coupe entre les différentes répliques. Dans ce but, deux dispositifs ont été conçus et fabriqués au sein du laboratoire de recherche URB2i, reportés en figure 5.3.1.

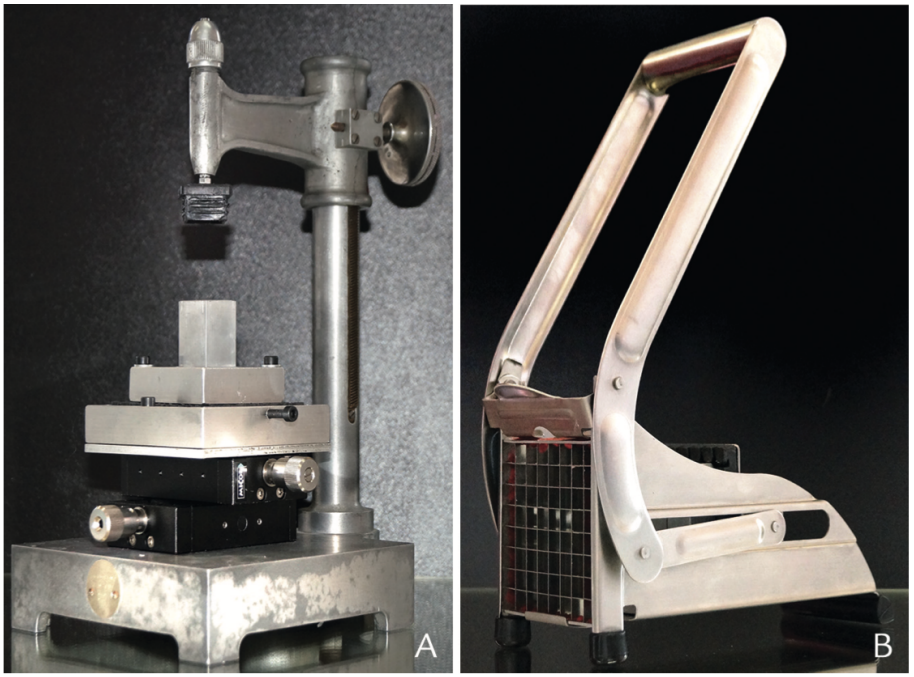


Figure 5.3.1: Dispositifs expérimentaux ((Boitelle, et al. 2018) ; (RI4))

Le premier dispositif (A) garantit la réalisation de l’étape de stabilisation du film d'élastomère dans une position reproductible. Le soutien de la réplique par l'élastomère compte tenu dans le cube métallique est réalisé dans le repère spatial établi par la table de transfert. Cette dernière étant amovible, elle est ensuite placée dans le deuxième dispositif, transférant ainsi le bloc

d'élastomère du premier au second équipement dans le même repère spatial. Le deuxième dispositif (B) a pour rôle d'assurer le découpage reproductible du cube d'élastomère en quatre quartiers (Fig. 5.3.2).

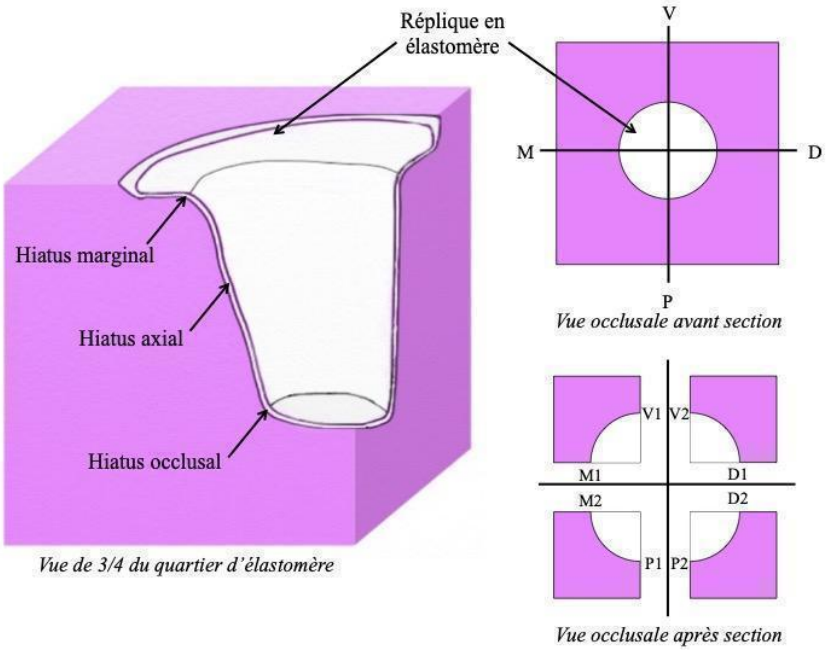


Figure 5.3.2: Schéma d'un quartier d'un échantillon en élastomère et dénomination des faces analysées

Les 8 faces développées par les 4 quartiers sont ensuite analysées sous un microscope optique (Wild Heerbrugg GmbH, Suisse) et numérisées par une caméra associée au microscope (Leica DFC 320 ; Leica micro-system GmbH, Suisse). Les images obtenues ont ensuite été traitées dans un logiciel de traitement d'images (Leica IM500 image manager ; Leica microsystem GmbH, Suisse) pour mesurer l'épaisseur du silicone light. Les mesures du silicone ont été réalisées en respectant les définitions, décrites par Holmes *et al.,* au niveau des 3 zones définies pour la méthode "Triple Scan" (Holmes et al. 1989).

Pour cette méthode, l'étude de la fiabilité a été réalisée afin d'appréciation de l'erreur de mesure par rapport à la variabilité inhérente au phénomène mesuré. Une analyse statistique de la répétabilité de la mesure entre deux séries de mesure et la reproductibilité entre les mesures réalisées par deux évaluateurs ont été réalisées. Il a été montré, dans le tableau 5.3.2, qu'il n'existait pas de différence statistiquement vérifiable et que la méthode des répliques présentait une bonne fiabilité de la mesure.

Tableau 5.3.2 : Fiabilité de la mesure réalisée par les deux méthodes d'évaluation.

Méthodes	Zones d'intérêt	Coeff répétabilité[IC 95%]	Coeff. Corrélation Intraclasse [IC 95%]
Répliques	Zone Marginale	3,70 [1,52;5,00]	0,991 [0,965-0,999]
	Zone axiale	3,57 [2,23;4,68]	0,996 [0,985-0,999]
	Zone occlusale	3,24 [1,37;0,68]	0,998 [0,992-0,999]
"*Triple scan*"	Zone Marginale	1,08 [0,62;2,40]	0,967 [0,877-0,996]
	Zone axiale	0,50 [0,48;0,55]	0,960 [0,850-0,995]
	Zone occlusale	1,21[0,78;1,54]	0,935 [0,756-0,992]

IC: intervalle de confiance à 95%

Au niveau de la zone marginale, comme au niveau des deux autres zones d'intérêt, la comparaison de la répétabilité des deux méthodes de mesure montre que ces deux techniques présentent des variations moyennes sensiblement égales à 1 µm en valeur absolue mais avec une dispersion plus importante des données pour la méthode évaluant les sections de répliques (Tab. 5.3.3).

Tableau 5.3.3 : Comparaison des moyennes des différences obtenues à l'aide des deux méthodes au niveau marginal.

	sd ± écart type*	Coeff de Variation[#]
Méthode " *Répliques* "	0,82 ± 4,61	5,6
Méthode "*Triple scan*"	1,3 ± 2,31	1,8

* µm; [#]: %

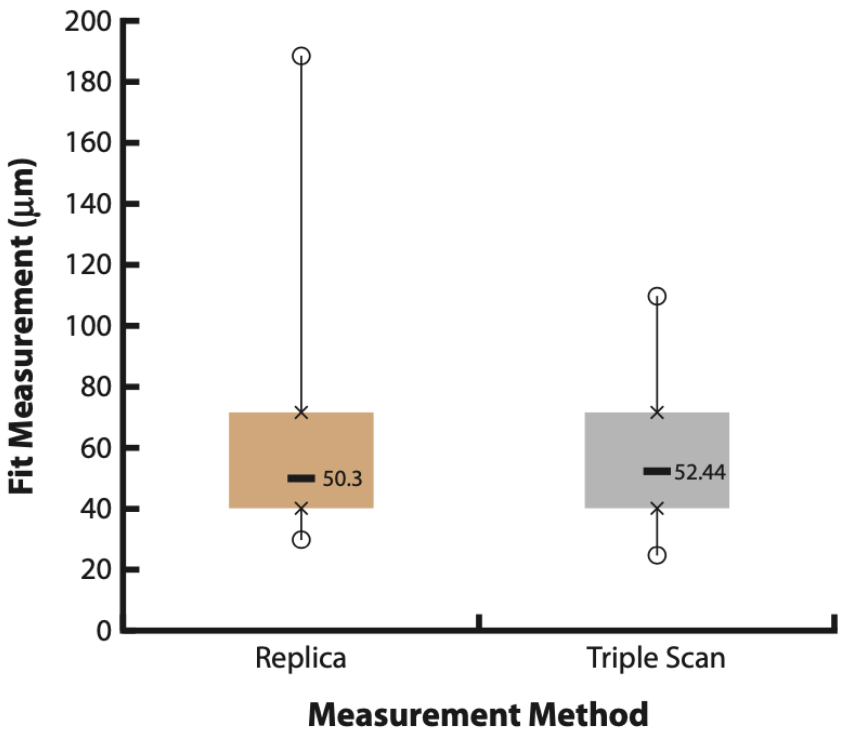


Figure 5.3.3: Box-plot représentant le hiatus marginal mesuré par les techniques des répliques et "triple scan" ((Boitelle, et al. 2018); RI4)

Les résultats obtenus au niveau de la zone marginale présentés par la figure 5.3.3 illustre encore mieux la dispersion des données plus importante dans le cas de la méthode des répliques.

La contre-évaluation des deux méthodes a permis de confirmer la robustesse de la méthode "triple scan". En effet, en comparaison avec la méthode des répliques, la méthode "triple scan" présente un coefficient de reproductibilité faible, un coefficient de corrélation intra-classe élevé et une faible dispersion des mesures. Si la méthode des répliques semble être adaptée à l'évaluation du hiatus dento-prothétique et présente pour avantages une exécution rapide, un coût de mise en œuvre faible et une simplicité de manipulation, la méthode "triple scan" serait plus approprié pour une analyse plus fine, avec un nombre de données importante, de l'évaluation des performances de systèmes CFAO. En d'autres termes, la méthode d'évaluation quantitative en 3D repose sur les traitements informatiques des données recueillies avec une perte limitée de celles-ci. La méthode des répliques serait alors considérée comme une méthode impliquant une perte d'information suite à la coupe des cubes d'élastomère et la sélection arbitraire des points de mesure par l'évaluateur.

Les tests statistiques montrent que la fiabilité des mesures réalisées par la méthode "Triple scan" serait très bonne. L'intérêt de cette méthode dans l'évaluation du hiatus a donc été validé. La méthode "Triple scan" serait plus indiquée dans des expertises plus approfondies du hiatus dento-prothétique ainsi que dans l'évaluation des performances des chaînes CFAO.

Fort de ces résultats, j'ai pu décliner l'utilisation de la méthode « Triple scan » au cours de mes activités de recherche. Au cours de ma mobilité, j'ai eu l'occasion de participer à une étude sur l'adaptation de bridges provisoires conventionnels fabriqués par différents procédés consignée dans une publication internationale ((Karasan et al. 2021); noté RI8).

La méthode par micro-CT Rx

Respectant la même démarche, l'évaluation de la chaîne de mesure comportant la microtomographie Rx s'est accompagnée d'une contre-évaluation par comparaison avec la méthode "triple scan". Cette étude a montré une variabilité plus importante au niveau marginal et des valeurs moyennes différentes entre les deux méthodes (Fig. 5.3.4).

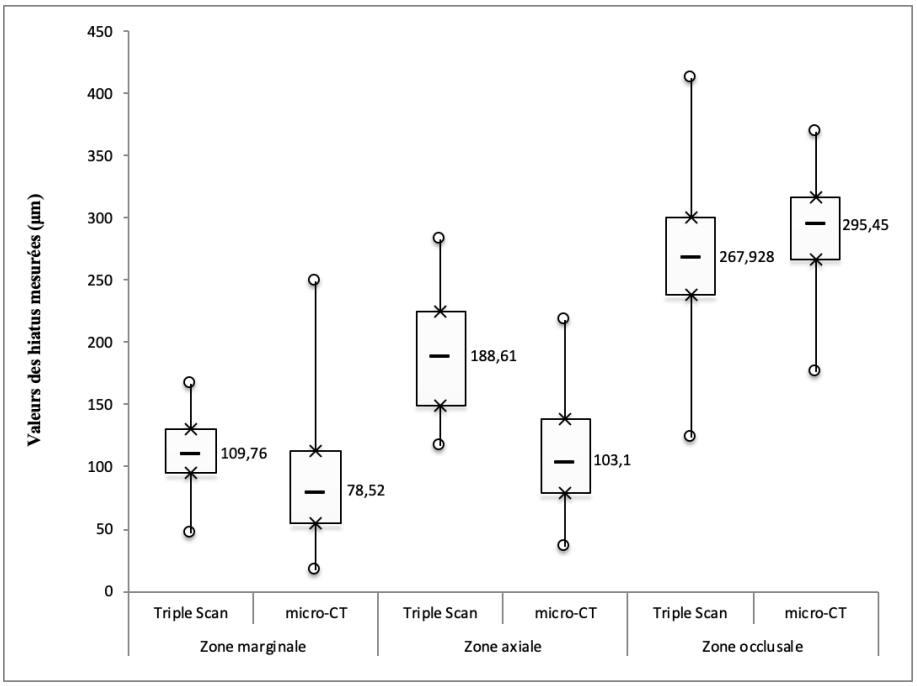


Figure 5.3.4 : Diagramme "Box and whiskers plot" de l'évaluation du hiatus par zone et par chaîne de mesure.

L'interprétation de ces résultats révèle les limites de la méthode micro CT comme l'atténuation différentielle des rayons X entre les différents matériaux constitutifs de la reconstitution prothétique d'une part et du MPU d'autre part. Les opacités de ces matériaux rendent impossible les visualisations et difficiles les délimitations précises du hiatus, comme illustré en figure 5.3.5. Ce point de difficulté a été ensuite étudié dans le Master 1 Recherche de Norman Chiche où l'évaluation a été réalisée sur un assemblage restauration / MPU de matériaux de même nature.

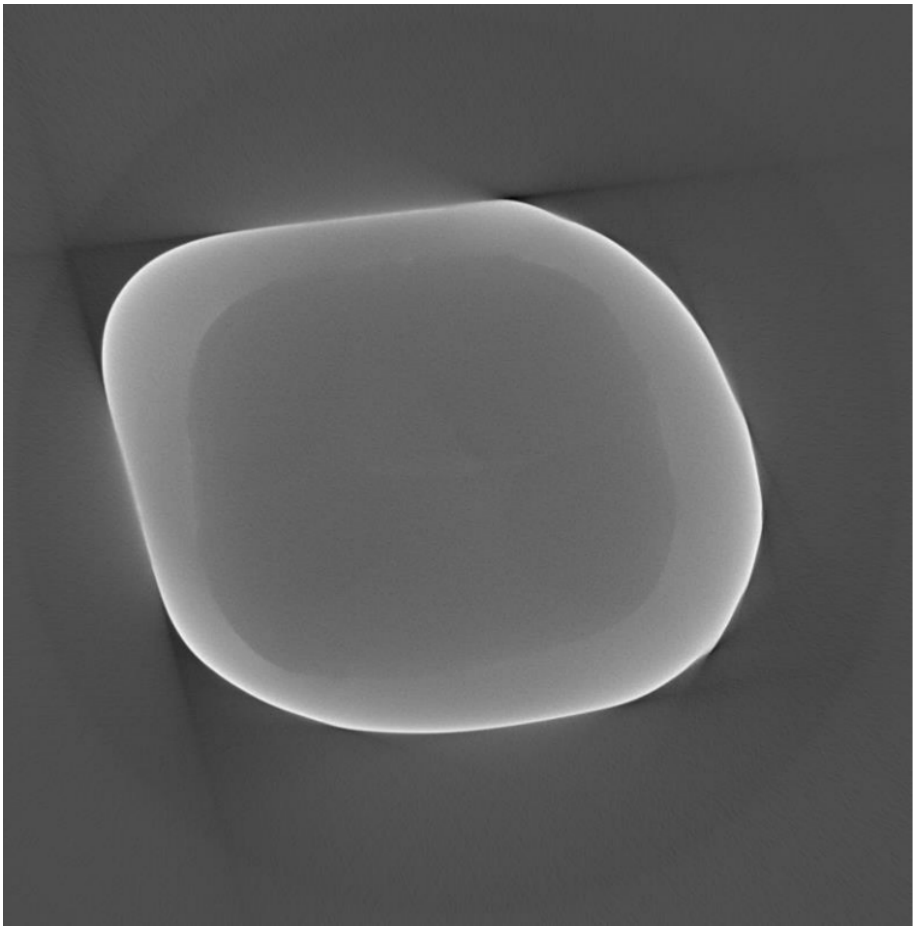


Figure 5.3.5: Coupe Micro-CT Restauration sur le MPU.

Ces pré-études ont montré la nécessité d'approfondir les investigations par l'étude de validation ou de calibration afin que cette nouvelle chaîne de mesure devienne la méthode de référence. Pour ce faire, les travaux de thèse portés par William Pacquet se sont attachés à élaborer une calibration des scanners micro-CT Rx, en se basant sur une référence sphérique de dimension, de matériaux constitutifs et de densité connus et similaires aux matériaux utilisés en Chirurgie-Dentaire. L'intérêt de ce type de référence avec une densité connue et homogène est de pouvoir régler l'intensité du rayonnement X pour limiter les artefacts et d'éviter les problèmes de contrastes. Une étude de pycnométrie couplée de ces acquisitions a permis de valider le choix de du matériau. Il a été choisi une bille de céramique en nitrure de silicium de grade 3 utilisée habituellement dans les roulements à billes de précision. La qualification de grade 3 de la bille retenue est importante car il s'agit d'une référence métrologique de calibration fiable au regard des mesures à effectuer (erreur de sphéricité de 0,08µm et tolérance sur le diamètre de ± 0,08µm). Le diamètre de 7,937 mm de cette sphère correspond à un volume proche de celui d'une molaire humaine. Cette caractéristique a été choisie afin que le volume d'acquisition et donc la résolution spatiale soit la plus optimale au regard de l'application dans le domaine dentaire. Le modèle 3D obtenu par cette acquisition par micro-CT sera comparé au dimensionnel réel de la sphère afin d'estimer l'incertitude de mesure (Fig. 5.3.6; Tab 5.3.4).

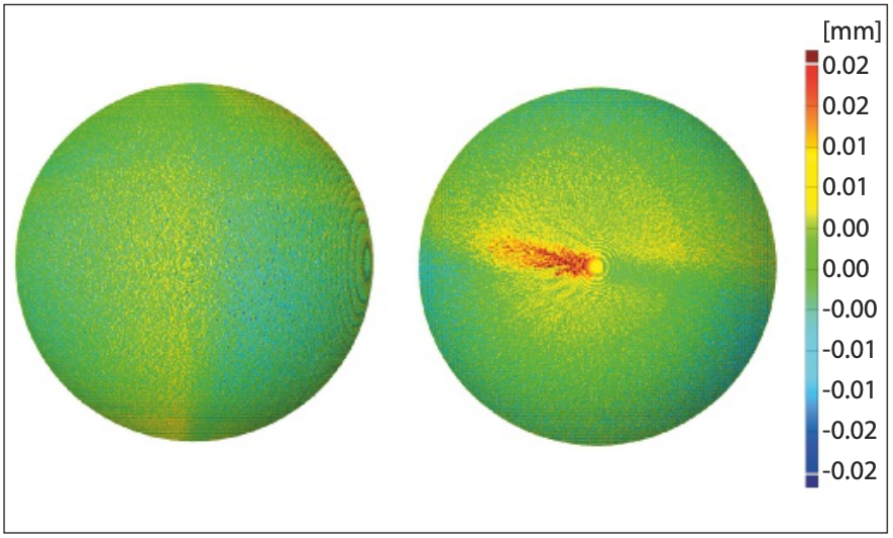


Figure 5.3.6: Cartographie de la déviation de numérisation de la sphère étalon ((Pacquet et al. 2020) ; (RI6))

Tableau 5.3.4: Déviation de numérisation de la sphère étalon ((Pacquet et al. 2020) ; (RI6))

	Médiane (µm)	Moyenne (µm)	Standard déviation (µm)	Minimum (µm)	Maximum (µm)
Ball 7.937 mm	0.132	-0.165	5.1	-50	-32.6

La méthode métrologique utilisant le micro-CT s'avère être une méthode particulièrement intéressante par son faible niveau d'erreur de mesure, par sa reproductibilité et une résolution très adaptée aux éléments à mesurer. Les travaux menés au laboratoire URB2i ont permis de proposer une méthode d'étalonnage afin de minimiser les dispersions liées à l'atténuation des Rx en fonction du matériau étudié.

6 Intégration clinique des restaurations prothétiques fabriquées par CFAO

6.1 Niveau d'adaptation in-vitro des restaurations fabriquées par CFAO

Comparaison entre les paramètres et le hiatus mesuré

Les logiciels des systèmes de CFAO dentaires présentent une partie CAO avec une interface composée de plusieurs boîtes d'action ou menus déroulants permettant de régler le paramétrage. Certains d'entre eux concernent l'ajustage de l'espacement virtuel dévolu aux hiatus marginal et interne entre la restauration et son pilier. Dans mes travaux de thèse, j'ai utilisé et analysé deux systèmes de CFAO différents (Fig. 6.1.1) : le Cerec inLab 3D® (Dentsply Sirona, USA) et le Dental Wings® Dwos (Dental Wings INC, Canada).

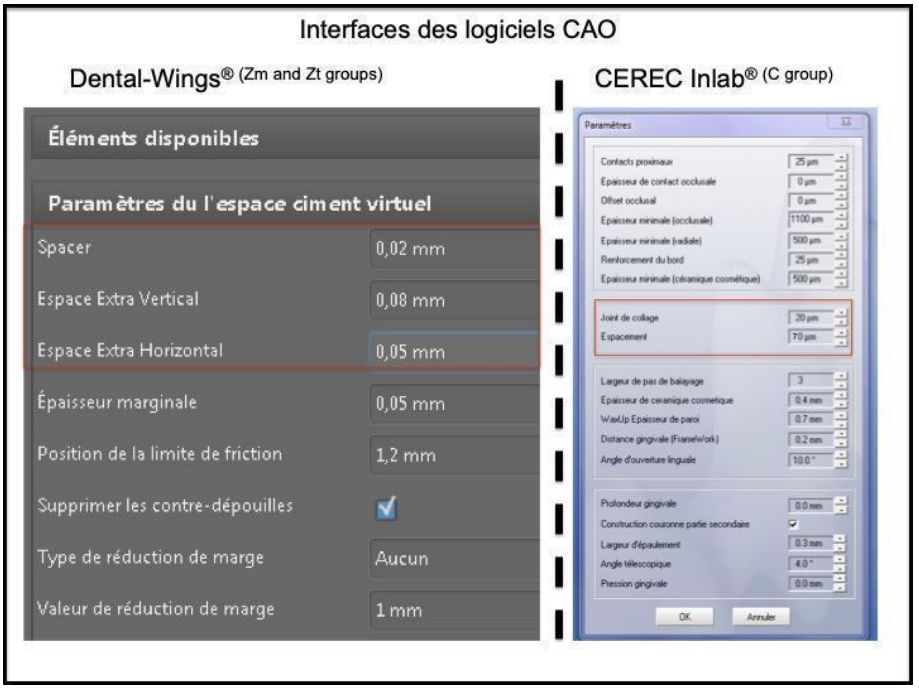


Figure 6.1.1 : Interfaces CAO des logiciels Cerec inLab et Dental Wings Dwos.

Comme le montre la figure 6.1.2, ces deux systèmes proposent des paramétrages assez distincts. Ils diffèrent à la fois sur la zone d'action mais aussi sur le sens spatial dans lequel le paramètre agit. Compte-tenu de ces éléments, un paramétrage strictement identique entre les deux CAO était impossible. La valeur de l'espacement a été définie pour obtenir le plus de concordance entre les deux systèmes et le plus faible possible tout en respectant les indications ou les spécifications techniques des fabricants.

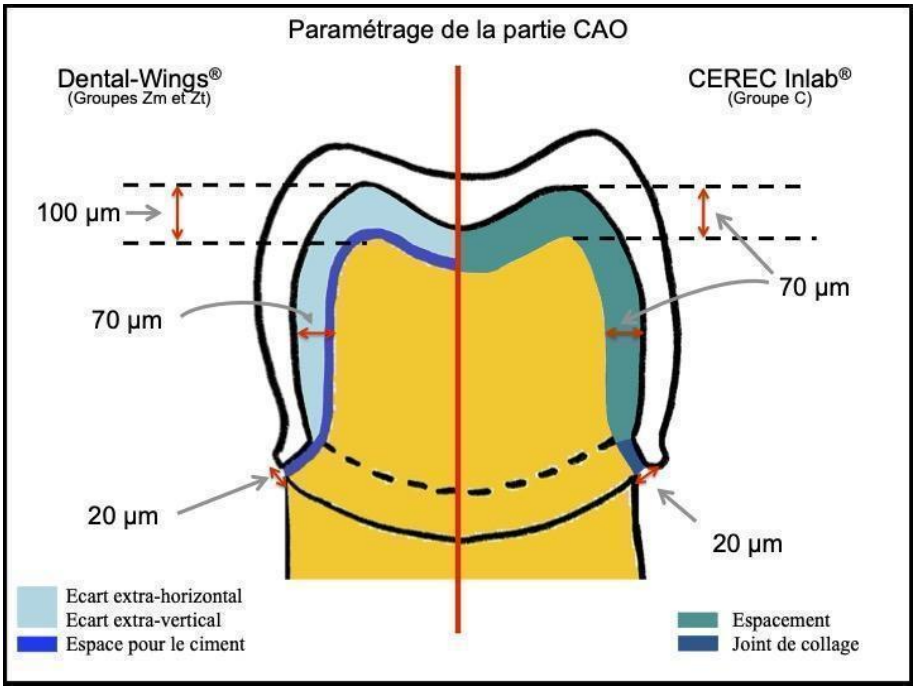


Figure 6.1.2 : Paramétrage de la partie logiciel CAO.

La comparaison entre le paramétrage défini dans la CAO de chaque système et le hiatus mesuré des reconstitutions fabriquées par la technique "triple scan" ont été consignées dans un article de l'*International Journal of Computerized Dentistry* ((Boitelle et al. 2016) ; (RI2)). Les différences entre la valeur moyenne du hiatus et le paramétrage fixé dans l'interface des systèmes de CFAO étudiés sont comprises entre 6,9 et 73,8 µm, dont la plus faible différence ayant été obtenue dans le groupe Zt au niveau axial (Tab. 6.1.1).

Tableau 6.1.1 : Différences entre le hiatus moyen et les paramètres par défaut (µm) ((Boitelle et al. 2016) ; (RI2)).

Zones étudiées	Zone marginale			Zone axiale			Zone occlusale		
Groupes	C	Zm	Zt	C	Zm	Zt	C	Zm	Zt
Moyenne *(ET)**	54,32 *(10,6)*	66,56 *(31,4)*	61,08 *(28,8)*	115,76 *(28,4)*	100,01 *(40,3)*	76,94 *(16)*	143,82 *(28,4)*	124,06 *(20,2)*	127,41 *(18)*
Réglage du paramètre*	20	20	20	70	70	70	70	100	100
Différences* (Hiatus moyenne mesuré– paramètres)	+ 34,3	+ 46,5	+ 41,0	+ 45,7	+ 30,0	+ 6,9	+ 73,8	+ 24,1	+ 27,4
Différences en %	63,14	69,86	67,12	39,48	30,00	8,97	51,31	19,43	21,51

*: µm; La barre verticale indique l'absence de différences significatives entre les groupes en accord avec les tests *Post hoc*.

Quantitativement, l'écart entre le paramétrage de l'espacement et les résultats obtenus concernant le hiatus montre une variation positive se situant entre 5,3 et 10,6 %. Même si

cette variation apparaît comme favorable à l'insertion finale de la chape produite, il est pertinent de s'interroger sur la qualité du processus de production et notamment de son aptitude à reproduire le paramétrage initialement imposé en termes d'espacement.

En accord avec la revue de la littérature ((Boitelle et al. 2014) ; (RI1)), mes travaux de thèse ont mis en évidence une faible "fidélité" des systèmes de CFAO étudiés. Cette fiabilité est pourtant obtenue dans d'autres systèmes de CFAO utilisés dans certains domaines de l'industrie. Ceci est d'autant plus dommageable qu'il s'agit de système fabriquant des dispositifs médicaux dont la qualité doit être la plus rigoureuse possible.

Evaluation de l'adaptation de chape en Zircone

L'obtention d'une évaluation de l'adaptation globale de la reconstitution ne présente que peu d'intérêt clinique et scientifique. Les travaux de Persson et al. (Persson et al. 2008) proposent de restreindre et d'identifier les données obtenues en zones marginales, axiales et occlusales, comme l'illustre la figure 6.1.3. Il est en effet difficile de définir précisément les coordonnées spatiales des limites de chaque zone. C'est pourquoi, dans mes travaux de Thèse, la restriction de ces zones à des parties plus limitées permet d'obtenir des mesures situées dans la zone d'intérêt étudiée. C'est-à-dire que la coupe et l'analyse du hiatus ont été réalisées au sein des données obtenues dans des plans contenant l'axe de préparation de la dent.

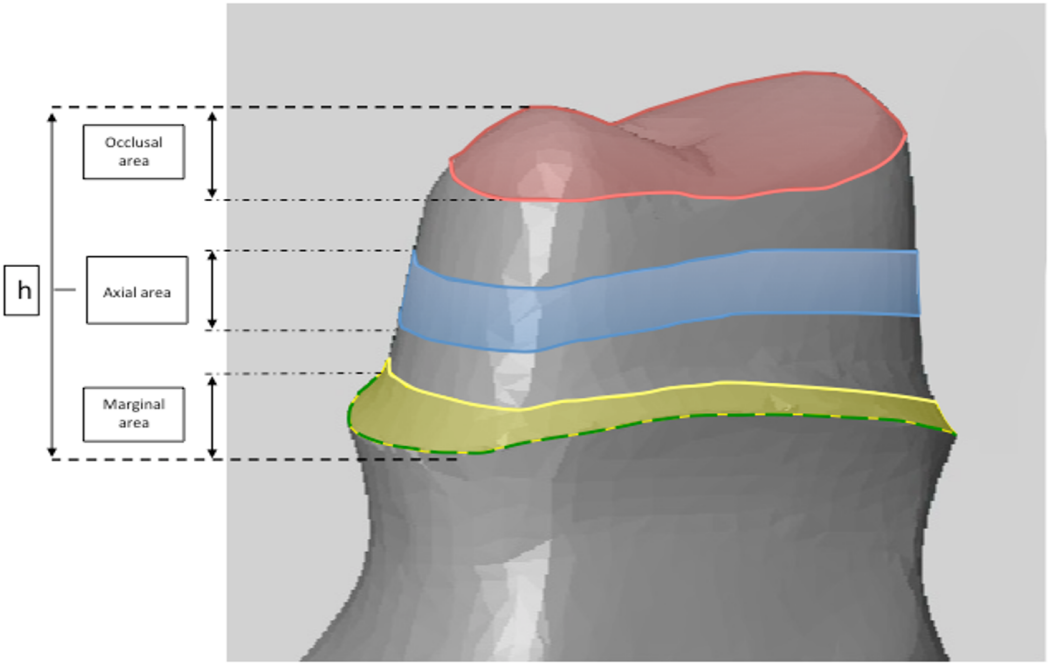


Figure 6.1.3 : Définition des zones de mesure du hiatus. ((Boitelle, et al. 2018) ;(RI4)

L'étude présentée dans mon mémoire de thèse consistait à évaluer l'adaptation de chapes prothétiques en zircone fabriquées par trois systèmes de CFAO différents (Cerec Inlab / MCXL, Dental Wings / Wieland Zenotec mini system, et Dental Wings / Wieland Zenotec T1 system). Les résultats montrent, en figure 5.3.1, que chaque système étudié est en mesure de

produire des chapes en zircone présentant une adaptation marginale moyenne comprise entre 54 et 94 µm avec le clamp de serrage. Les données moyennes de cette étude *in vitro* sont à replacer dans un contexte clinique où une valeur de joint dento-prothétique de 100 à 120 µm est considérée dans la littérature comme une valeur maximale cliniquement acceptable. Les hiatus axiaux et occlusaux mesurés sur les chapes en zircone étudiées présentent des valeurs moyennes variant respectivement de 76 à 122 µm et de 124 à 160 µm. Ces résultats obtenus dans l'étude sont comparables aux travaux réalisés avec des systèmes de CFAO similaires (Boitelle, 2016; RI2).

En résumé, l'analyse des résultats obtenus, noté dans le tableau 6.1.1, sur les chapes en zircone produites par chacun des trois systèmes de CFAO testés montre :

- Qu'au niveau de la zone marginale, le hiatus mesuré dans le groupe Cerec est le plus limité avec un écart type réduit.
- Qu'au niveau de la zone axiale, le groupe Zenotec T1 présente l'espacement moyen le plus faible avec l'écart type le plus réduit.
- Qu'au niveau de la zone occlusale, les groupes Zenotec mini et Zenotec T1 ont les hiatus les plus limités avec des valeurs respectives relativement proches.
- Qu'aucune différence statistiquement significative ne soit retrouvée entre les moyennes du hiatus marginal des 3 groupes même si le groupe Cerec présente des résultats moins dispersés que les deux autres groupes.
- Que les différences significatives observées montrent une meilleure adaptation des chapes du groupe Zenotec T1 au niveau axial et occlusal par rapport au groupe Cerec.

L'interprétation des résultats souligne que les différences obtenues entre les chaînes CFAO des groupes Zenotec T1 et Zenotec mini étaient liées aux défauts intrinsèques de leurs machines d'usinage respectivement de 5 et 4 axes numériquement asservis. Ces différences de caractéristiques des machines-outils seront aussi l'une des hypothèses de l'étude de l'adaptation des onlays réalisées en collaboration avec l'Ecole de Médecine Dentaire de Genève (Chapitre 6.2).

La fiabilité de la méthode de mesure ayant été vérifiée, ces résultats semblent montrer une faible reproductibilité de la chaîne CFAO et donc de la qualité de l'adaptation des chapes prothétiques produites par les trois systèmes testés. Cette variation importante est fréquemment observée dans les résultats rapportés dans la littérature (Boitelle *et al.*, 2014; Contrepois *et al.*, 2013).

Rétrocontrôle de la qualité d'Onlay réalisées par CFAO

Dans le cadre de sa thèse, William Pacquet a esquissé un nouveau protocole de contrôle de la qualité de prothèse de type Onlay en numérisant la prothèse fabriquée et en la comparant à sa conception CAO réalisée par logiciel. Ce protocole a pour but de quantifier les dispersions réalisées par l'ensemble des maillons FAO / machine d'usinage.

Le protocole consiste, après usinage des pièces, en la réalisation d'une numérisation de celles-ci grâce à un micro-CT. Les modèles numériques obtenus ont ensuite été comparés au modèle CAO de référence par le logiciel GOM Inspect® (Carl Zeiss GOM Metrology GmbH, Allemagne).

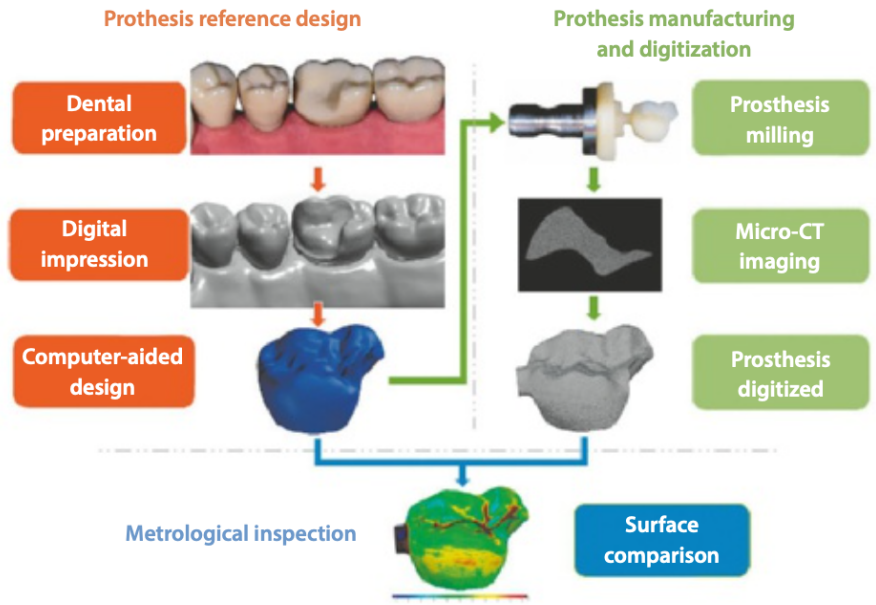


Figure 6.1.3: Synoptique du protocole de rétrocontrôle (Pacquet, 2020; RI6)

L'application de ce protocole a été réalisé avec des onlays de trois matériaux différents (Disilicate de lithium (Emax CAD, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), Céramique Feldspathique (Empress CAD, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), et Composite (Tetric CAD, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)) usinés par le même système CFAO. Les résultats du tableau 6.1.2 montrent des écarts dimensionnels variables en fonction de la zone d'étude et du matériau constitutif de la restauration.

Tableau 6.1.2: Valeur médiane des écarts mesurés (Pacquet, 2021; RI7)

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.

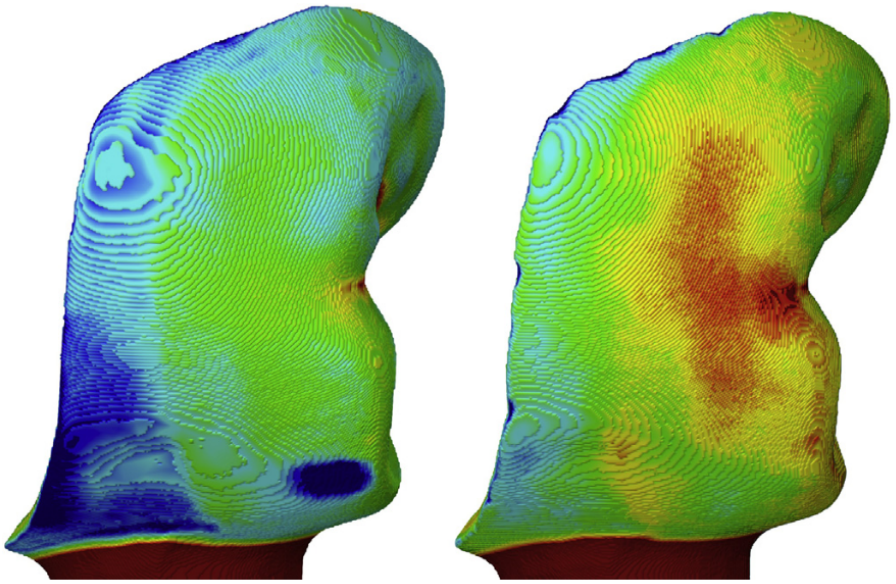


Figure 6.1.4: Comparaison des écarts entre un spécimen en Composite (Tetric CAD), à gauche, et Céramique Disilicate de Lithium (Emax CAD), à droite. (Pacquet, 2021; RI7)

Cette étude a permis de comprendre que les stratégies d'usinage composées des trajectoires d'outils, de la vitesse de rotation ou la vitesse d'avance n'étaient pas adaptées au matériau usiné, au sein d'une même machine (Lebon et al. 2015). Ces stratégies d'usinage se révèlent inadaptées à l’ensemble des régions cliniques d'intérêt.

L’analyse des résultats pour chaque matériau montre que :

→ Le matériau en résine composite (Tetric CAD) présentait une bonne reproduction du modèle CAO malgré un léger sur-usinage dû au couple matériau-outil. De plus, ce matériau était celui qui présentait le moins d'écaillage périphérique.

→ Le matériau vitrocéramique en leucite (Empress CAD) avait un sous-usinage global et donc la précision la plus faible et un écaillage périphérique plus important, probablement en raison de sa dureté car il est usiné après la cristallisation finale.

→ le matériau vitrocéramique au disilicate de lithium (Emax CAD) comportait une précision dimensionnelle satisfaisante, similaire à celle de la résine composite mais avec un niveau d'écaillage plus élevé, probablement parce que le matériau a été usiné avant la cristallisation finale.

L’étude des dispersions des maillons FAO / MOCN avec une méthode d’évaluation par micro-CT a révélé la nécessité d’une modification des logiciels de FAO afin que la stratégie d’usinage soit spécifique au type de restauration à fabriquer et au matériau constitutif de celle-ci.

6.2 Niveau d'adaptation in-vitro des restaurations partielles postérieures collées

Cette partie de mes recherches menée au cours de ma mobilité a été réalisée en collaboration avec le Dr Joao Pitta, Maître Assistant au sein de la division de Prothèse Fixe et Biomatériaux du Pr Irena Sailer et de Sylvain Cariofo, prothésiste dentaire, à l'école de médecine dentaire de Genève.

Problématique

Le perfectionnement et la performance des systèmes d'assemblage adhésif des restaurations prothétiques ont été à l'origine d'un véritable changement de paradigme dans les protocoles de soins. Les propriétés adhésives de ces matériaux permettent une véritable cohésion entre la dent et sa restauration conduisant ainsi à des thérapeutiques où la rétention mécanique n'est plus nécessaire. L'objectif de la préparation des tissus dentaires n'est donc plus de créer de la rétention mais d'aménager les tissus supports de la restauration (Magne 2018; Bazos et Magne 2011). La littérature rapporte que la préparation mini-invasive contribue à la stabilité à long-terme des restaurations (Edelhoff et al. 2016). Le choix du type de limite des préparations dépend notamment du choix du matériau constitutif, de l'exigence d'intégration esthétique de la restauration et de la qualité intrinsèque des tissus dentaires résiduels. Dans le cadre des restaurations partielles postérieures de type overlay, les limites de préparation recommandées dans la littérature sont le chanfrein (*Chamfer*), la limite plane (*Butt margin*) ou la limite en biseau (*Bevel*) (Veneziani 2010; Ferraris 2017; Politano et al. 2018). Toutefois, l'indication de ces types de limite est fonction du type fabrication c'est-à-dire soit des procédés traditionnels ou des systèmes de CFAO avec un usinage des pièces. Dans la continuité de mes travaux dédiés aux chaînes de CFAO, l'étude de ces trois types de limite comprend une fabrication CFAO des restaurations. L'idée est d'évaluer le niveau d'adaptation marginale des overlays constitués de deux types de matériaux (Composite et Céramique enrichie en disilicate de lithium) en fonction du type de limite et du système CFAO ainsi que d'évaluer la fidélité de réalisation de l'overlay par rapport à la référence qu'est le modèle CAO (Ammoun et al. 2020; Kirsch et al. 2017).

Protocole

Le protocole confidentiel de cette étude a été déposé en annexe 9.

Trois premières molaires mandibulaires ont été préparées afin de recevoir un overlay mésio-distal intéressant les cuspides vestibulaires. Seule la limite cervicale et vestibulaire est différente avec trois types de limites : bevel, butt margin et chamfer. Tous les overlays ont été conçus par le logiciel de conception Cerec Inlab (Dentsply Sirona, USA) et l'usinage a été réalisé soit par la Cerec InLab MCXL (Dentsply Sirona, USA) soit par la Programil (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) dans deux types de matériaux : céramique disilicate de lithium (Emax CAD; Ivoclar Vivadent) et composite nano hybrid (Tetric CAD, Ivoclar Vivadent). Au total 120 overlays ont été fabriqués et répartis dans 12 groupes.

Chaque préparation dentaire, overlay et celui-ci positionné sur sa préparation ont été numérisés par un scanner optique (Imetric, Suisse). Comme indiqué dans la figure 6.2.1, les acquisitions ont été ensuite repositionnées et les hiatus marginaux ont été mesurés par le logiciel GOM Inspect® (Carl Zeiss GOM Metrology GmbH, Allemagne). L'acquisition de chaque overlay et le fichier stl de la CAO correspondant ont aussi été repositionné et l'écart entre les deux modèles 3D surfacique a été mesuré par ce même logiciel.

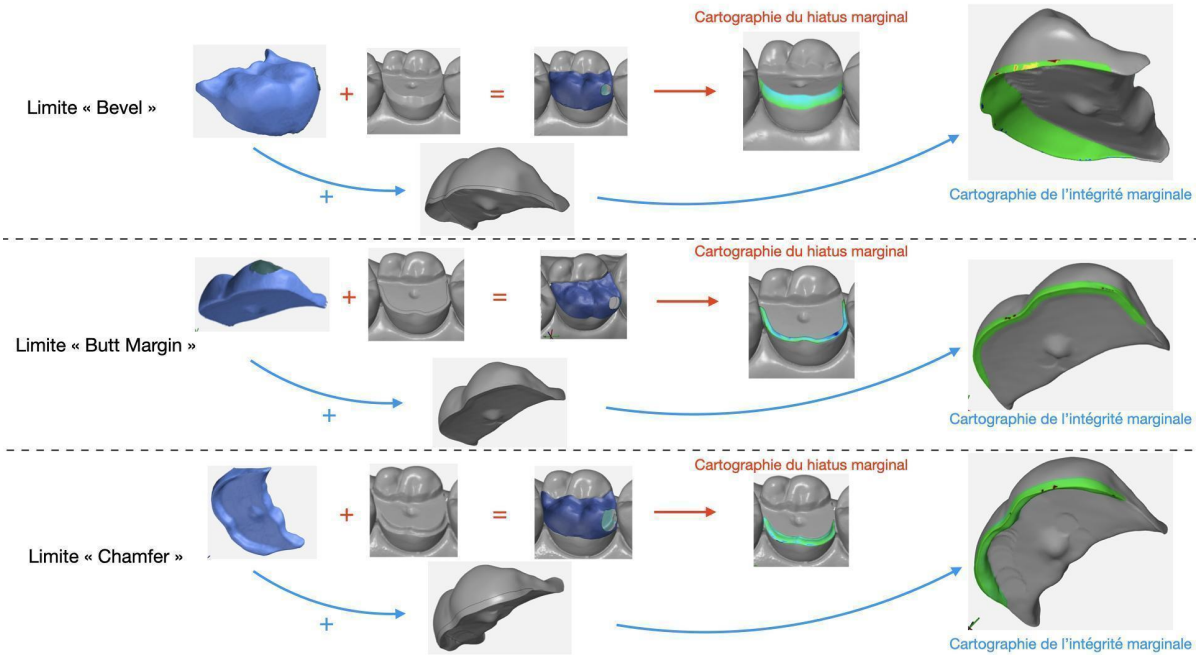


Figure 6.2.1: Synopsis du protocole d'étude d'adaptation et d'intégrité de la partie marginale d'overlay.

Contrairement aux recherches effectuées sur les chapes en Zircone lors de mes travaux de thèse, la sélection de la zone d'intérêt n'a pas été réalisée par séparation des données obtenues mais par la création d'une zone spécifique de sélection sur le modèle 3D de chaque type de limite, comme illustré en figure 6.2.1. Par cette manipulation supplémentaire, les données recueillies ont donc pour unique origine la zone de sélection prédéfinie.

Les résultats de cette étude sont en cours de d'analyse statistique en vue d'un article en revue internationale. Elle permettra certainement de proposer une conduite à tenir s'agissant des limites de préparation des onlays réalisés par les systèmes de CFAO.

6.3 Niveau d'adaptation clinique des restaurations partielles postérieures collées

La pérennité des restaurations est une préoccupation quotidienne du Chirurgien-Dentiste. Les restaurations partielles postérieures collées réalisées par des procédés CFAO peuvent être analysées au travers d'études cliniques prospectives et rétrospectives au sein du service d'odontologie de l'Hôpital Universitaire de Genève.

L'étude prospective consiste à comparer la position clinique d'une restauration partielle postérieure à celle qui a été conçue au sein du logiciel de CAO (Fig 6.3.1 A).

L'étude rétrospective consiste à comparer différentes numérisations, effectuées lors de contrôle régulier, des restaurations positionnées chez plusieurs patients (Fig 6.3.1 B).

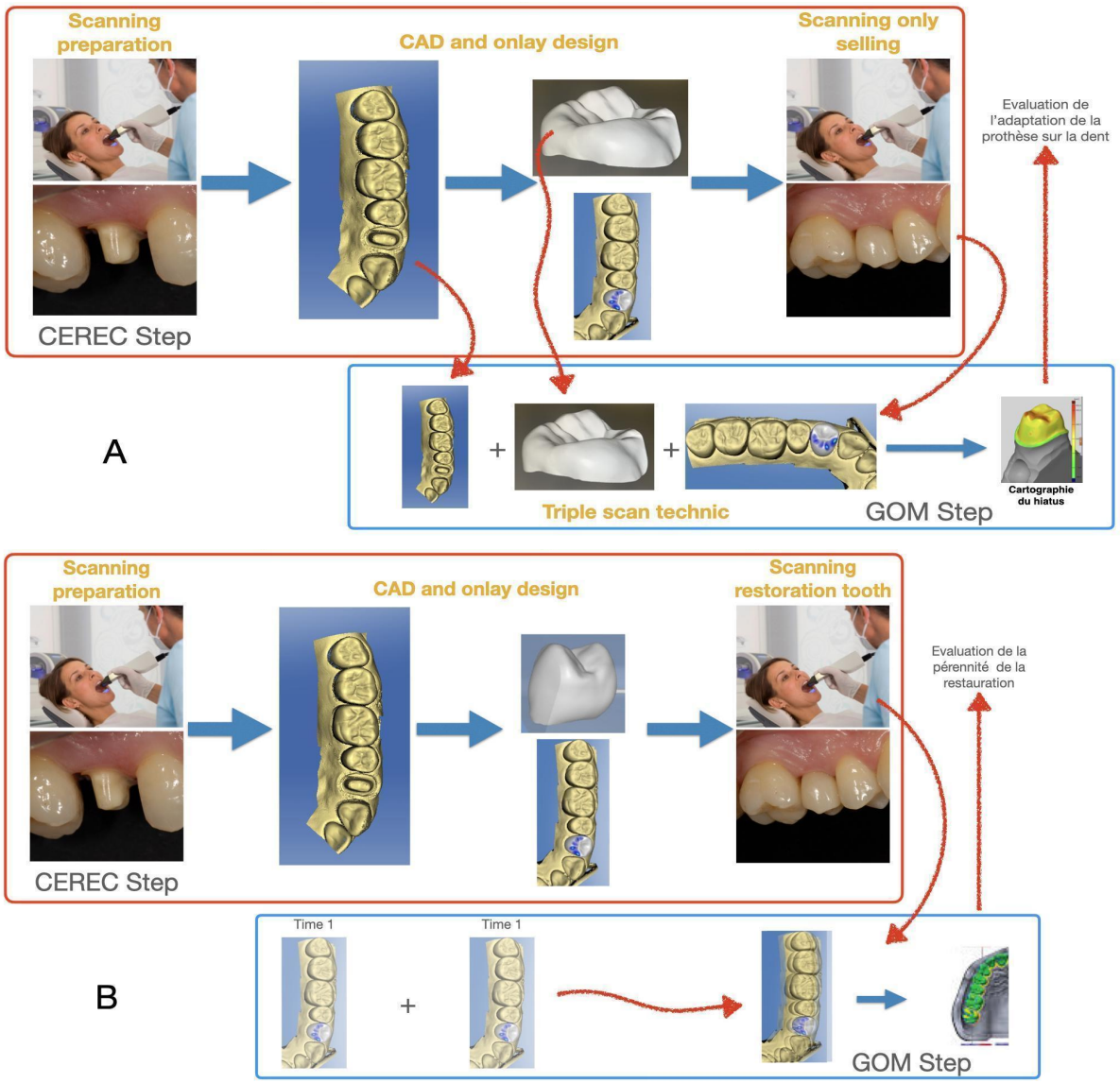


Figure 6.3.1: Synopsis du protocole d'étude d'adaptation prospective (A) et rétrospective (B).

La troisième étude, illustrée en figure 6.3.2 est consacrée à la mesure du hiatus prothétique des restaurations assemblées sur les dents de plusieurs patients et de comparer le hiatus mesuré avec celui paramétrer dans la CAO.

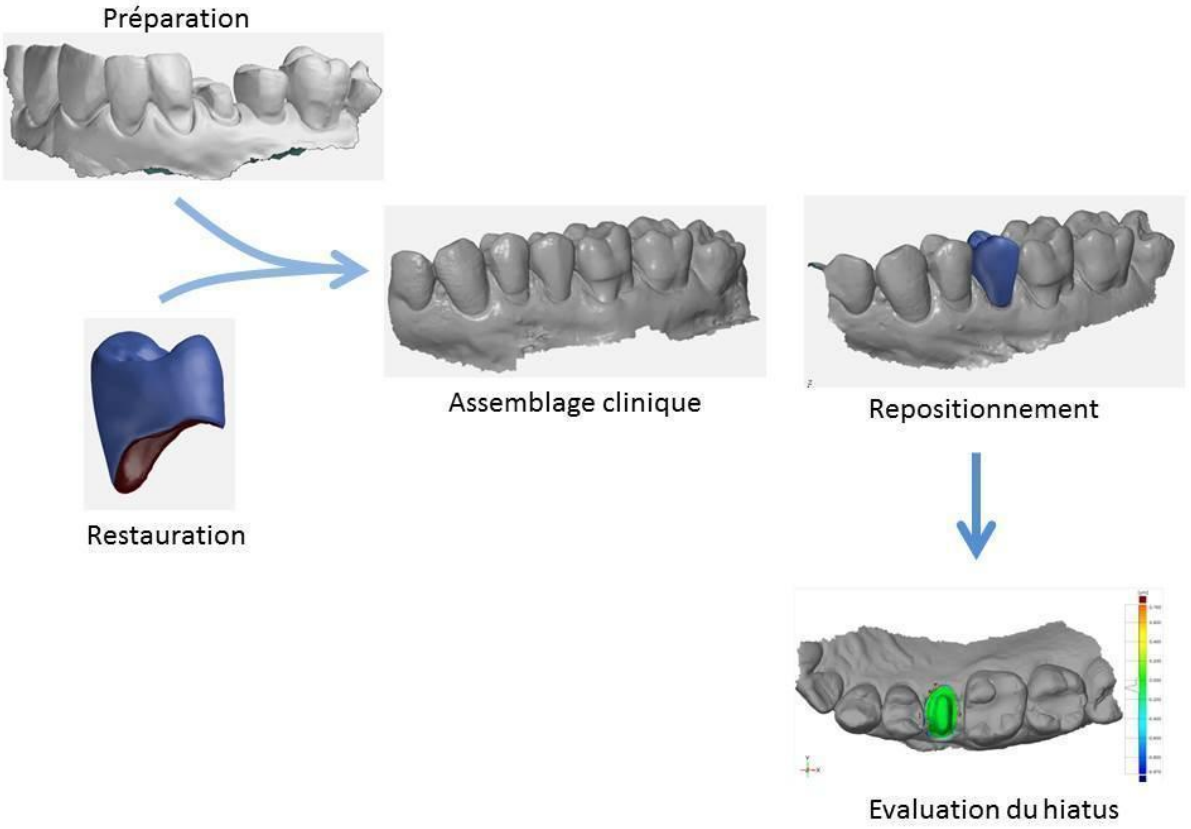


Figure 6.3.2: Synopsis du protocole d'étude du hiatus dento-prothétique cliniquement réalisé

Ces problématiques cliniques sont en réalité la finalité de l'ensemble de mon parcours de recherche. Mieux comprendre et mieux faire évoluer le procédé de fabrication pour constater une amélioration de la qualité des soins en clinique.

Ces études seront réalisées avec le concours de Malin Strasding (Maître assistant, Division Prothèse fixée et biomatériaux, UNIGE) et Agnès Sahli (Assistant, Division Prothèse fixée et biomatériaux, UNIGE). Dans le cadre du MAS d'Agnès Sahli, le Pr Irena Sailer m'a accordé sa confiance pour co-encadrer ce projet de recherche, reporté en annexe 10.

7 Conceptualisations de nouveaux protocoles cliniques et d'outil pédagogique

7.1 Proposition d'une conception de prothèse plurale mini-invasive

La problématique des bridges cantilever antérieurs, intéressant les incisives et les canines, est aujourd'hui bien définie dans la littérature (Mourshed et al. 2018). Elle permet de répondre à un besoin clinique, alternative aux implants dentaires, ainsi que de satisfaire les critères biomimétiques et d'économie tissulaire (Sailer et al. 2018; Styranivska et al. 2017). La particularité des bridges cantilever est de présenter un taquet d'appuis supporté par la dent pilier et un intermédiaire de bridge comblant la zone édentée. Dans cette partie, la réflexion scientifique est de proposer une solution prothétique de bridge cantilever pour les édentements dans les secteurs prémolo-molaires. La démarche choisie est d'abord d'étudier la faisabilité des solutions possibles par une modélisation informatique et une analyse par éléments finis de leur comportement face aux contraintes mécaniques occlusales (Anami et al. 2015). Cette analyse a été menée avec Nicoline Hjort, Aurélie Benoit et Jean-Pierre Attal, au sein de l'URB2i, et a fait l'objet d'une communication internationale (notée CI6). La fabrication des prothèses et les tests mécaniques ont été réalisés, pendant ma mobilité, en collaboration avec Tissiana Bortolotto et Irena Sailer.

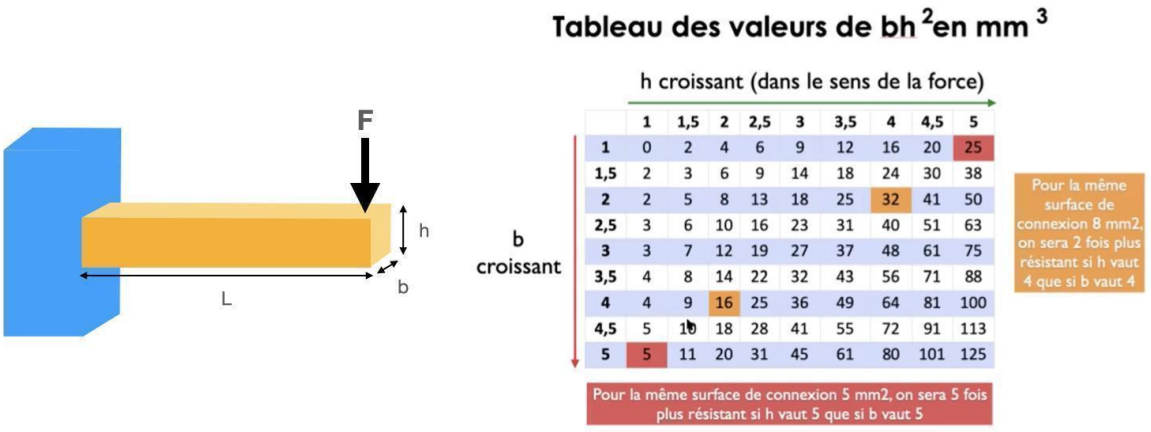
Analyse par éléments finis

Le comportement mécanique des bridges obéit à la loi de la mécanique des poutres. L'analyse de cette formule, ci-dessus, montre que l'influence de la hauteur de matériau dans le sens de la force masticatoire apparaît comme majeure.

$$F = \frac{2\,Rm\,b\,h^2}{3\,L}$$

Rm : Résistance du matériau ; b : largeur de la connexion ; h : hauteur de la connexion ; L : longueur.

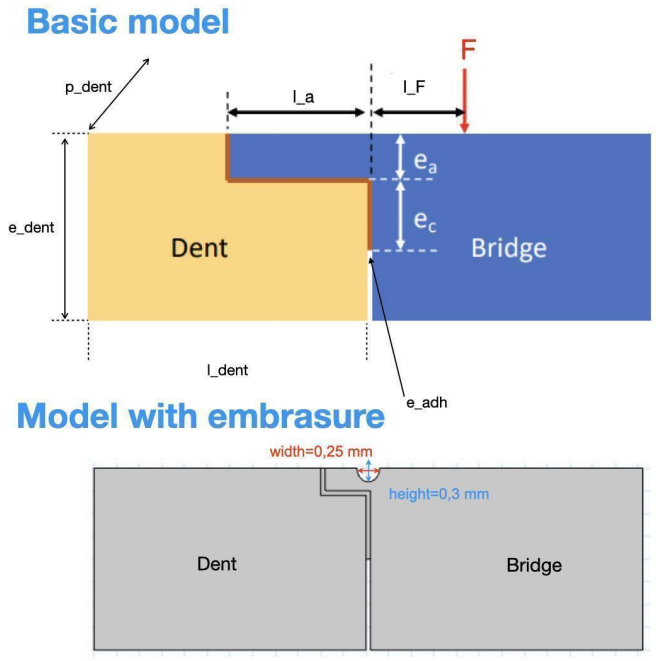
L'interprétation même de cette formule permet de déduire des recommandations dans la conception des bridges. Ainsi la connexion entre le taquet d'appuis de la dent support et l'intermédiaire devra avoir une hauteur h plus importante dans le sens des forces masticatoires (Fig. 7.1.1). Il est aussi important de comprendre que la hauteur h désigne la hauteur de la connexion et/ou de la zone de contact avec la dent pilier. Cette zone d'apposition de la restauration sur la dent est composée par le matériau de collage et par le matériau constitutif du bridge.



	1	1,5	2	2,5	3	3,5	4	4,5	5
1	0	2	4	6	9	12	16	20	25
1,5	2	3	6	9	14	18	24	30	38
2	2	5	8	13	18	25	32	41	50
2,5	3	6	10	16	23	31	40	51	63
3	3	7	12	19	27	37	48	61	75
3,5	4	8	14	22	32	43	56	71	88
4	4	9	16	25	36	49	64	81	100
4,5	5	10	18	28	41	55	72	91	113
5	5	11	20	31	45	61	80	101	125

Figure 7.1.1: Mécanique des poutres et tableau de valeur de connexion. (Courtoisie JP Attal)

L'analyse en éléments finis a été réalisée avec le logiciel Comsol Multiphysic® (Comsol Inc, Suède) pour la mesure des contraintes et leur représentation dans les deux dimensions de l'espace. La modélisation schématique des éléments dentaires dans ce logiciel a permis de proposer deux modèles, comme illustré en figure 7.1.2. Dans cette même figure, les dimensions de l'objet modélisé et les paramétrages de la contrainte appliquée sont indiqués.



Name	Description	Value
e_dent	epaisseur dent	4 mm
l_dent	longueur dent	6 mm
p_dent	profondeur dent	[1; 2; 3; 4] mm
e_adh	epaisseur adhesif	0.1 mm
e_c	Hauteur de surface collée	[0.5 ; 1 ; 1.5 ; 2 ; 2.5 ; 3] mm
e_a	epaisseur ailette	[0.5 ; 1; 1.5] mm
l_a	longueur ailette	[0; 0.5; 1; 2; 3] mm
l_F	Distance dent/force	[2 ; 4 ; 6] mm
F	amplitude force	120 N
E_email	Youngs modulus enamel	90 Gpa
E_bridge	Youngs modulus zirconia 3Y-TZP	200 Gpa
E_adh	Youngs modulus adhesive	10 Gpa
l_adh	Vertical length of the adhesive layer. This parameter is not used	l_adh = e_a+e_c

Figure 7.1.2: Mécanique des poutres et tableau de valeur de connexion.

Les résultats de l'analyse en élément finis ont permis de conclure que, quel que soit le modèle étudié, la résistance mécanique augmente avec le largueur (b) de collage, avec une application de la force la plus proche possible de la dent pilier, avec la hauteur (h) de la surface de collage.

A partir de ces conclusions, nous avons proposé deux types conceptions de ce bridge, présenté en figure 7.1.3. La première proposition décrit un intermédiaire présentant un taquet (Solt),

destiné à être positionné dans une cavité aménagée dans la dent pilier, prolongé par une surface de collage. La seconde proposition présente une simple surface plane de collage.

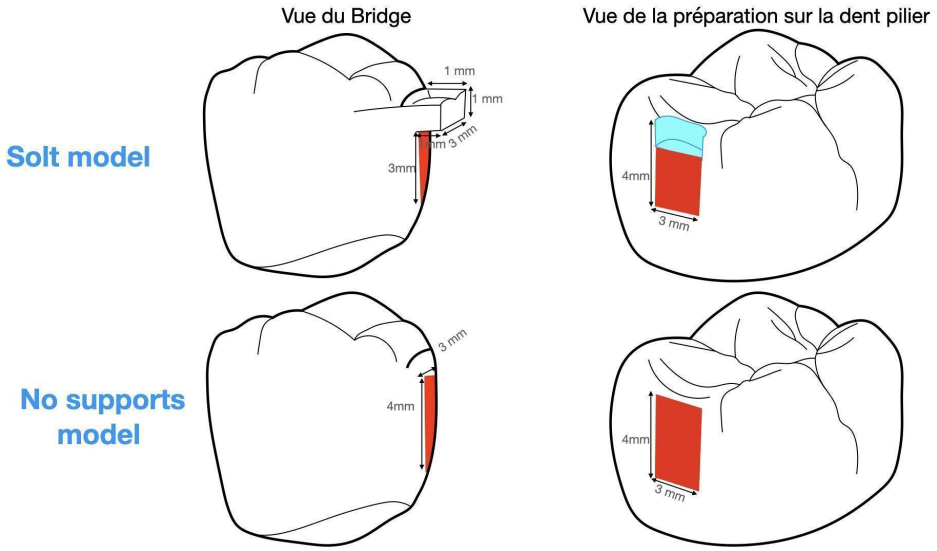


Figure 7.1.3: Propositions de conception de bridge cantilever postérieur.

Test mécanique

Le protocole confidentiel de l'étude mécanique a été déposé en annexe 11. Celui-ci a été réalisé dans le cadre de ma mobilité en collaboration avec la division de Prothèse fixe et de Biomatériaux dirigé par le Pr Irena Sailer et aussi avec la division de cariologie et d'endodontie en la personne du Dr Tissiana Bortolotto.

Pour ces tests mécaniques (Bortolotto et al. 2010), 32 bridges cantilever sont fabriqués en fonction de chaque groupe expérimental (n=8/groupe). Dans chaque groupe, la face mésiale molaire a bénéficié d'une préparation minimale consistant à réduire et à aplatir jusqu'à obtenir une surface plane dans l'émail dont les dimensions étaient de 4 mm de hauteur occluso-cervicale et de 3 mm en largeur vestibulo-linguale. Pour les groupes destinés à recevoir le bridge cantilever avec un taquet d'appuis (groupe Solt), une préparation d'une cavité occlusale est de 1 mm, la longueur occlusale est de 1 mm et la largeur occlusale est de 3 mm a été réalisée en supplément. La distance entre les deux dents jouxtant l'édentement est rigoureusement de 7 mm dans le sens mésiodistal, ce qui correspond approximativement à la taille d'une deuxième prémolaire. La surface totale de collage a été mesurée 3 × 4 mm contenant dans les groupes *Solt*, le connecteur avec le intermédiaire est de dimension à 3 × 1 mm. Les bridges ont été réalisés en céramique Disilicate Lithium (Dl) et Zircone - 3Y-TZP (Zr). L'usinage des prothèses a été faite à l'aide de la machine d'usinage CEREC (MCXL, CEREC ; Dentsply Sirona, Bensheim, Allemagne) pour bloc de disilicate de lithium et de la machine hybride Zenotec select (Wieland Dental, Allemagne). Les protocoles de collage ont été rigoureusement respectueuse des recommandations des fabriquant en utilisant le protocole

Panavia F2.0 (Kuraray, Japon) pour les bridges en zircone et le protocole Variolink Esthetic DC (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)

Figure 7.1.4: Bridge de type solt en Emax (A). Bridge positionné dans la machine de thermocyclage (B).

Les spécimens ont ensuite été chargés mécaniquement dans un simulateur de mastication contrôlé par ordinateur avec 1 200 000 cycles de 49 N chacun, à une fréquence de 1,7 Hz. Au total, 3 000 cycles thermiques de type 5◦ C à 50◦ C à 5◦ C ont été réalisés simultanément, illustré en figure 7.1.4 B. La chambre a été vidée automatiquement après 2 minutes pendant 10 s avec de l'air comprimé pour éviter de mélanger l'eau froide et l'eau chaude. Les cycles de charge ont été transférés à la cuspide vestibulaire du pontique.

Les expérimentations sont actuellement en cours et les résultats devraient être publiés dans le dernier semestre 2022.

La proposition d’une nouvelle conception de prothèse répondant au principe de l’économie tissulaire et de réduction des effets iatrogènes des thérapeutiques est extrêmement attendue par la communauté odontologique.

7.2 Proposition d'un protocole de numérisation d'empreinte en Prothèse Amovible

L'intégration de la CFAO dans les chaînes de production des prothèses dentaires a été décrite dans la littérature (Miyazaki T et al. 2009). Dans le domaine de la prothèse amovible totale, la difficulté réside dans l'impossibilité de réaliser une numérisation de la crête alvéolaire en enregistrant les mouvements des muscles périphériques. L'empreinte dite fonctionnelle n'est possible que par des matériaux plastiques misent en œuvre par des empreintes physiques. Il est ensuite envisageable de la numériser et de procéder à la fabrication de la prothèse. Toutefois, l'aptitude des propriétés physiques des matériaux à empreinte à une numérisation est aujourd'hui discutée dans la littérature (Fonseca et al. 2010). Dans ces travaux de thèse d'exercice, Samy Benchikh s'est intéressé à l'utilisation des CBCT comme dispositif de numérisation des empreintes physico-chimiques en prothèse amovible totale (Jiang et al. 2016). En effet, les appareils radiologiques de type CBCT se sont démocratisés et sont maintenant retrouvés dans de nombreux cabinets ce qui favoriserait l'utilisation d'un protocole dans la réalité clinique. Les acquisitions obtenues peuvent ensuite être reconstruites en modèle 3D surfacique.

- Une première partie des travaux a consisté à étudier le comportement de plusieurs matériaux, indiqué en tableau 7.2.1, afin de sélectionner les pâtes les plus favorables à l'acquisition Rx. Trois types d'empreinte ont donc été sélectionnés : l'alginate en double viscosité, le Permlastic® light avec marginage au Bisico Function® et la Permadyne® bleue avec marginage à la Permadyne® orange. Les empreintes de référence, dans les 3 séries de matériaux sélectionnés, ont été réalisées sur un modèle pédagogique utilisé en travaux pratiques de prothèse amovible complète à la Faculté de chirurgie dentaire de Lille.

Tableau 7.2.1: Récapitulatif de la compatibilité CBCT des empreintes primaires et secondaires de prothèse amovible complète selon le type de porte-empreinte et les matériaux utilisés (S. Benchikh, Thèse d'exercice).
M: Marginage; S: Surfaçage

	Porte-empreinte	Matériaux	Compatibilité CBCT
Empreinte primaire	Porte-empreinte plastique	Alginate	**Excellente**
	Porte-empreinte métallique (STO-K COE®, Schreinemakers)		**Inexploitable**
Empreinte secondaire	Porte-empreinte individuel	Bisico Function® (M) + Permlastic® Light (S)	**Mauvaise**
		Permadyne® Orange (M) + Permadyne® Bleue (S)	**Excellente**
		Pâte de Kerr (M) + Impregum® (S)	**Excellente**
		Pâte de Kerr (M) + Impression Paste® SS WHITE (S)	**Mauvaise**

A la suite de la soutenance de sa thèse, et compte-tenu de mes connaissances, le Dr Samy Benchikh m'a sollicité afin de l'aider à la validation de son protocole.

La validation du protocole est faite par des tests de répétabilités et de reproductibilité de l'acquisition. Pour cela, les acquisitions de chaque type de matériau ont été répétées 10 fois puis elles ont été repositionnées et leur dimensionnel a été comparé par le logiciel GOM Inspect® (Carl Zeiss GOM Metrology GmbH, Allemagne).

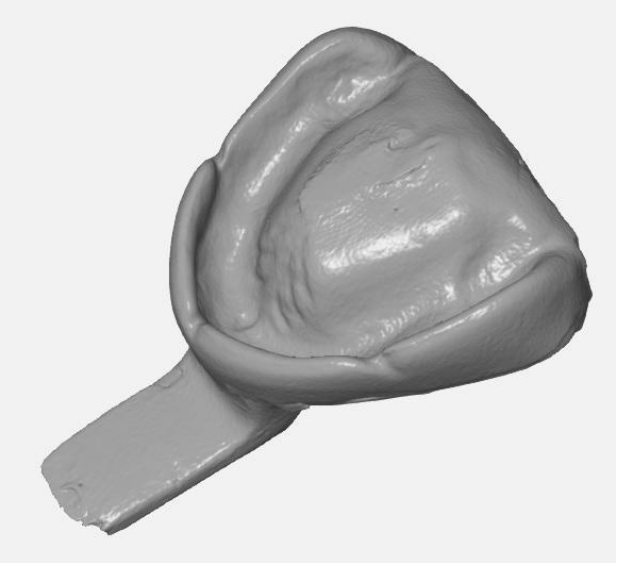


Figure 7.2.1: Modèle numérique d'une empreinte en élastomère. (Courtoisie S. Benchikh)

Suite à la validation de la chaîne de mesure CBCT, la qualité des empreintes a été étudiée en comparant les numérisations des empreintes réalisées avec les trois matériaux sélectionnés avec la numérisation du modèle pédagogique. Ces mesures de distance entre les modèles numériques ont une nouvelle fois été faites avec le logiciel GOM Inspect® (Carl Zeiss GOM Metrology GmbH, Allemagne).

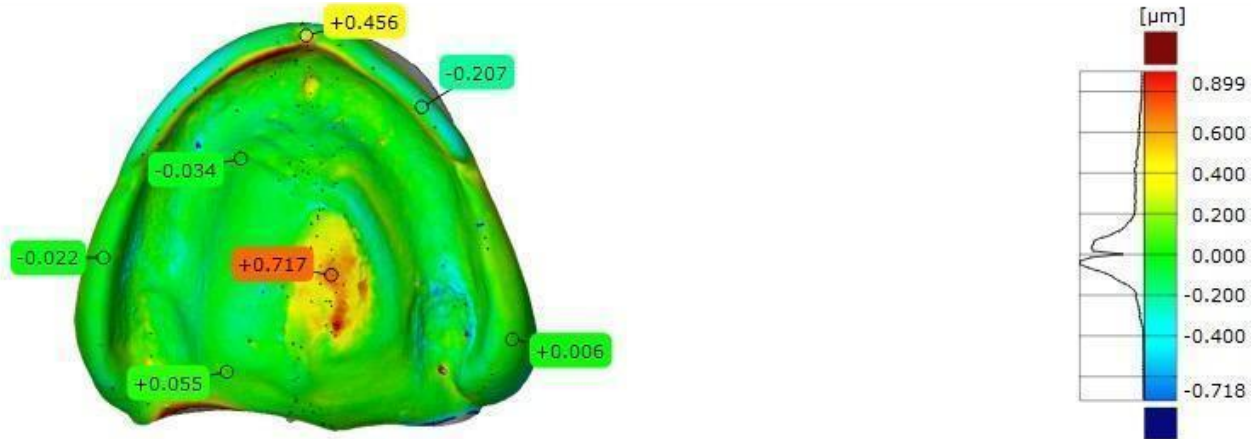


Figure 7.2.2: Évaluation de l'exactitude de l'empreinte physique. (Courtoisie S. Benchikh)

L'évaluation du protocole fait actuellement l'objet d'une analyse statistique et les résultats donneront lieu à une prochaine publication.

Le traitement des empreintes primaires et secondaires de prothèse amovible complète est l'étape originelle de la fabrication de celle-ci. L'apport d'un protocole de numérisation par CBCT permettrait un transfert simplifié et fidèle des données morpholo-physiologiques de la bouche à une chaîne de CFAO.

7.3 Proposition de création d'outil pédagogique en prothèse fixée

L'enseignement de la Chirurgie-Dentaire utilise notamment de moyens pédagogiques permettant l'acquisition de gestes cliniques par les étudiants. Parmi ces derniers, la préparation des dents supports d'élément prothétique est une part importante de l'enseignement pratique en 2ème année de Chirurgie-Dentaire. J'ai eu la responsabilité de ces séances de travaux pratiques. J'ai pu constater leur importance pour le futur exercice professionnel des étudiants mais aussi la nécessité de les faire évoluer afin d'être en adéquation avec les thérapeutiques contemporaines respectant les principes biomimétiques et d'économie tissulaire. En effet, jusqu'à présent, les étudiants sont amenés à préparer des dents en résine représentant des dents saines pour la réalisation de restaurations périphériques. Ce type de réalisation sur des dents indemnes ne répond plus à aucune indication clinique. J'ai donc proposé à Edwine Fleutry de l'encadrer sur ce sujet dans le cadre de sa thèse d'exercice et aussi de son Master 2 Recherche dont le stage a été effectué au laboratoire URB2i avec le co-encadrement de Laurent Tapie.

A l'issue de ces travaux, Edwine Fleutry a proposé un cahier des charges permettant de comprendre les besoins et les enjeux pédagogiques. Ce cahier des charges présente des éléments pédagogiques (Calvo-Merino et al. 2006; Bril 2020) ou professionnels (Magne 2018) et techniques (Martin et al. 2004) permettant de guider la création de cet outil pédagogique. Le but de celui-ci est à la fois un développement de la dextérité manuelle chez l'étudiant et un respect des principes de préparation décrits dans la littérature.

Au cours de ces travaux, un premier outil pédagogique comme indiqué en figure 7.3.1 a été proposé. Il présente une forme spécifique de type odontoïde afin de l'identifier facilement comme un outil destiné à de la pédagogie et non comme une réplique d'un organe dentaire. Il possède une couche superficielle de couleur ivoirine qui présente un bombé permettant de réaliser des points contacts avec les dents adjacentes. Une deuxième couche verte correspondant au bon niveau de réduction des parois qui laisse suffisamment de place pour la pièce prothétique envisagée. Et un noyau rouge central qui est synonyme de la présence d'erreurs d'axe ou de réduction exagérée de la préparation lorsque celui-ci est découvert par la préparation réalisée par l'étudiant.

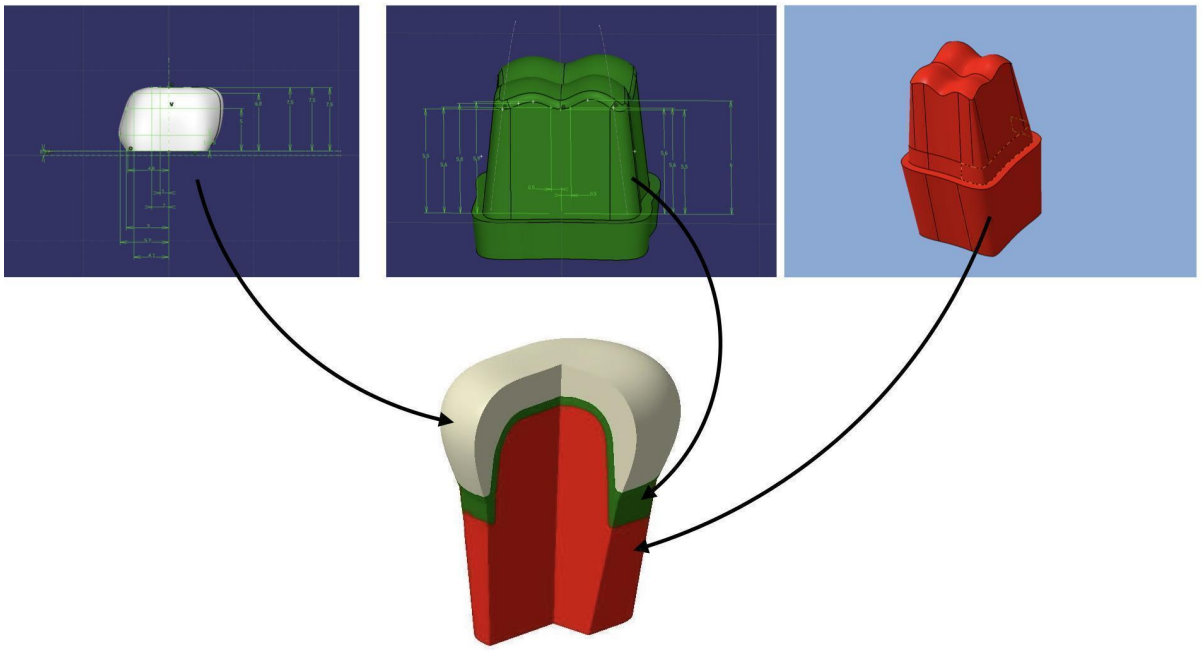


Figure 7.3.1: Conception de l'odontoïde (Courtoisie E. Fleutry)

La conception de l'outil vise aussi à rendre l'étudiant autonome dans l'évaluation de l'acte réalisée. Une préparation demeurant dans la zone verte indiquerait une validation aux critères d'évaluation et une faisabilité de la restauration

L'utilisation d'outil pédagogique approprié et actuel est un élément essentiel à la formation des professionnels de santé. La répétition en salle de simulation des actes médicaux est une étape fondamentale et incontournable. Les perspectives de développement dans ce domaine sont innombrables. Les travaux d'Edwine Fleutry vont se poursuivre par une Thèse d'Université

8 Perspectives de recherche

Depuis les années 2010, la CFAO dentaire est entrée dans une période d'évaluation et de perfectionnement des systèmes. Mes travaux de thèse ont participé à ces avancées à la fois au niveau de l'évaluation de la performance des chaînes de CFAO dentaire mais aussi avec l'analyse de l'adaptation des restaurations prothétiques à la préparation des tissus dentaires supports. L'étude de la faisabilité des nouvelles conceptions des restaurations prothétiques en fonction des capacités des machines-outils d'usinage et des propriétés mécaniques des matériaux constitutifs a été un autre axe majeur de mes travaux. Enfin, la conception innovante de futures restaurations ou de protocoles de soin et des nouveaux outils pédagogiques proposés à la communauté professionnelle et universitaire constituent le dernier chapitre de mon parcours de recherche.

Mes perspectives de recherche ont pour objectif de développer des conceptions innovantes de restaurations dentaires répondant au nouveau cahier des charges dicté par les concepts de la biomimétique. Pour y répondre, je continuerai à développer différentes études en vue d'une standardisation des méthodes d'évaluation des chaînes de CFAO. La compréhension du fonctionnement des systèmes de CFAO et la connaissance de leurs caractéristiques sont des éléments essentiels pour être en capacité de concevoir de nouvelles reconstitutions adaptées aux nouvelles morphologies de préparations dentaires. Par ailleurs, l'élaboration de protocoles innovants de soins nécessite souvent un apprentissage aussi bien pour l'étudiant que pour le professionnel de santé. C'est pourquoi, la création d'outils pédagogiques conformes à l'évolution des pratiques cliniques est un axe complémentaire à ma démarche scientifique.

8.1 Standardisation des protocoles d'évaluation de la chaîne CFAO

L'évaluation des chaînes CFAO est un élément essentiel du contrôle de la qualité de fabrication des dispositifs médicaux tels que les restaurations prothétiques fixes. Cette évaluation est à mon sens l'un des moteurs de l'évolution technologique des systèmes. Les protocoles proposés maintenant dans la littérature représentent trois niveaux d'analyse (Fig. 8.1.1). La méthode des répliques serait la plus rapide à mettre en place pour une première évaluation. La méthode "Triple scan" serait plus appropriée dans les expertises approfondies sur les performances des systèmes de CFAO en termes de fidélité aux paramètres fixés et de reproductibilité de leur fabrication. Enfin, la méthode avec la microtomographie RX caractérisée par une mesure directe du hiatus dento-prothétique apparaît avoir le plus haut niveau d'exactitude de la mesure pour des analyses fines de la cinématique d'outil de coupe.

L'obtention de l'HDR me permettra d'avoir l'opportunité d'encadrer des étudiants en thèse d'Université sur cette thématique.

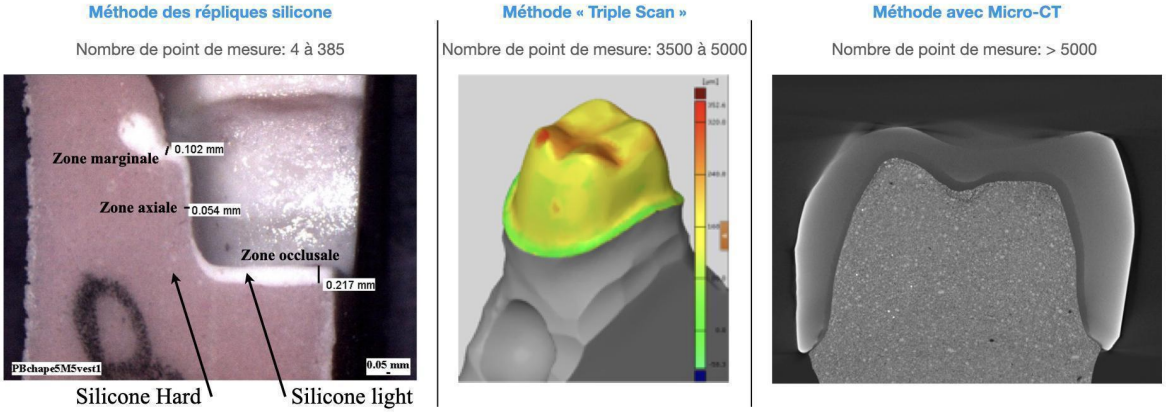


Figure 8.1.1: Méthodes d'évaluation des performances des chaînes CFAO

8.2 Conception innovante de restaurations mini-invasives

L'évolution des matériaux amène à repenser la conception morphologique des restaurations. Les propriétés adhésives et mécaniques des matériaux d'assemblage par collage permettent de lever toute obligation d'aménager des parois dentaire résiduelle en un ensemble rétentif. Dès lors, la préservation tissulaire est possible et la restauration prothétique est réduite quasiment au volume de la perte de substance. Toutefois, les capacités techniques des chaînes de fabrication et les propriétés mécaniques des matériaux restent une limite à aux conceptions minimalistes des restaurations prothétiques.

L'usinabilité des matériaux et les capacités des machines-outils à commande numérique sont des éléments importants à étudier pour chaque nouveau concept de restauration. Pour ce faire, il est envisageable de réaliser une classification des restaurations partielles collée selon le type et la quantité de perte de substance à compenser. Ensuite, une étude de l'adaptation de chacune de ces nouvelles reconstitutions devra être réalisée en fonction du type de matériaux et de la chaîne de fabrication.

La conception de restauration innovante comme le bridge cantilever postérieur appelle une validation rigoureuse de chaque paramètre avant de le proposer aux cliniciens. Les travaux débutés au cours de ma mobilité devront être suivis par d'autres études et d'autres tests in-vitro afin de connaître le système de collage, les réglages des contacts occlusaux, les dimensions minimales de la surface de collage de l'élément prothétique et le matériau constitutif les mieux appropriés.

La collaboration mise en place avec l'équipe du Pr Sailer de l'Université de Genève a vocation à être poursuivie et à continuer sur ces thématiques. La complémentarité des savoir-faire de nos deux équipes représentent un atout important dans la poursuite et l'originalité des projets de recherche.

8.3 Création d'outils pédagogiques innovants

Tout au long de mon parcours, la transmission des savoirs a eu une place importante. La création d'outils pédagogiques pour l'ensemble des restaurations de prothèse fixée et pour tous les niveaux d'apprentissage des étudiants en Chirurgie-Dentaire sera un élément important dans la suite de mes recherches.

Cette thématique implique la création de plusieurs outils car le niveau de complexité des situations cliniques va crescendo avec l'avancée de l'étudiant dans son cursus. Il faut donc à chaque niveau sa série d'outils pédagogiques adaptés. Aujourd'hui, il peut être défini trois niveaux:

- Le 1er niveau où les objectifs sont d'abord de créer un exercice d'apprentissage à l'utilisation des instruments rotatifs utilisés pour la préparation des dents.
- Le 2ème niveau consiste au traitement de la dent présentant une carie développée.
- Le 3ème niveau traitera des lésions ou des pertes de substance ou encore des positions dentaires anormales touchant plusieurs dents d'une ou des deux arcades dentaires.

L'ensemble de ces projets sera poursuivi dans les travaux de thèse d'Université d'Edwine Fleutry au sein de l'antenne lilloise de l'URB2i et en collaboration avec le département de simulation de l'Université de Paris Cité (Référencé sous le lien internet : https://u-paris.fr/sante/centre-simulation-presentation). Ce projet fera l'objet de dépôt de dossier de financement européen auprès de la région des Hauts de France. Au-delà du développement des outils, un partenariat avec des industriels devra être envisagé pour une éventuelle commercialisation.

Références Bibliographiques

B

Beatriz CM., Grèzes J., Glaser D., Passingham R., Haggard P. 2006. « Seeing or Doing? Influence of Visual and Motor Familiarity in Action Observation ». *Current Biology: CB* 2006, 16 (19): 1905−10.

Boitelle P., Fromentin O., Mawussi B., Tapie L. « Les dispersions de données dans les chaînes de CFAO - Partie 1 ». *BioMatériaux Cliniques.* 2018, 3 (1): 90−95.

Boitelle P., Fromentin O., Mawussi B., Tapie L. « Les dispersions de données dans les chaînes de CFAO - Partie 2 ». *BioMatériaux Cliniques.2018,* 3 (2): 67−76.

Boitelle P., Mawussi B., Tapie L., Fromentin O. « A Systematic Review of CAD/CAM Fit Restoration Evaluations ». *J Oral Rehab* 2014, 41 (11): 853−74.

Boitelle P., Tapie L., Mawussi B., Fromentin O. « 3D Fitting Accuracy Evaluation of CAD/CAM Copings - Comparison with Spacer Design Settings ». *Inter J Comp Dent* 2016, 19 (1): 27−43.

Boitelle P., Tapie L., Mawussi B., Fromentin O. « Evaluation of the Marginal Fit of CAD-CAM Zirconia Copings: Comparison of 2D and 3D Measurement Methods ». *J Prost Dent.* 2018, 119 (1): 75−81.

Borba M., Cesar PF., Griggs JA., Della Bona A. « Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures ». *Dent Mater* 2011, 27 (11): 1119−26.

Bortolotto T., Monaco C., Onisor I., Krejci I. « In Vitro Assessment of Single-Retainer Tooth-Colored Adhesively Fixed Partial Dentures for Posterior Teeth ». *Inter J Dent* 2010: e101095.

Bril, B. 2020. *Geste technique et apprentissage : une perspective fonctionnelle*.

C

Costa A., Magalhaes J, da Costa L., Corazza P., Yamamoto E., Bottino M., Souto Borges A. « Finite Element Analysis of the Influence of Geometry and Design of Zirconia Crowns on Stress Distribution ». *J. Prostho* 2015, 24 (2): 146−51.

E

Edelhoff D., Liebermann A., Beuer F., Stimmelmayr M., Güth JF. « Minimally Invasive Treatment Options in Fixed Prosthodontics ». *Quintessence International* 2016; 47 (3): 207−16.

F

Fages M., Slangen P., Raynal J., Corn S., Turzo K., Margerit J., Cuisinier FJ. « Comparative Mechanical Behavior of Dentin Enamel and Dentin Ceramic Junctions Assessed by Speckle Interferometry (SI) ». *Dental Materials* 2012; 28 (10): 229−38.

Ferraris F. « Posterior Indirect Adhesive Restorations (PIAR): Preparation Designs and Adhesthetics Clinical Protocol ». *Inter J Esth Dent* 2017; 12 (4): 482−502.

Fonseca RB, Assaf Branco C., Haiter-Neto F., de Souza Gonçalves L., Soares CJ., Lemes Carlo H., Coelho Sinhoreti MA., Correr-Sobrinho L. « Radiodensity Evaluation of Dental Impression Materials in Comparison to Tooth Structures ». *J A O S.* 2010; 18 (5): 467−76.

H

Hamilton MJ., Vandewalle KS., Roberts HW., Hamilton GJ., Lien W. « Microtomographic Porosity Determination in Alginate Mixed with Various Methods ». *J Prostho* 2010; 19 (6): 478−81.

Holmes JR, Bayne SC., Holland GA., Sulik WD. « Considerations in Measurement of Marginal Fit ». *J Proht Dent* 1989; 62 (4): 405−8.

Holst S., Karl M., Wichmann M., Matta RE. « A New Triple-Scan Protocol for 3D Fit Assessment of Dental Restorations ». *Quintessence International.* 2011; 42 (8): 651−57.

J

Jiann T., Lee SM., Hou Y., Chang X, Hwang HS. « Evaluation of Digital Dental Models Obtained from Dental Cone-Beam Computed Tomography Scan of Alginate Impressions ». *Korean J Orthod* 2016 ; 46 (3): 129−36.

K

Karasan D., Legaz J., Boitelle P., Mojon P., Fehmer V., Sailer I.. 2021. « Accuracy of Additively Manufactured and Milled Interim 3-Unit Fixed Dental Prostheses ». *J Prosthodont*: 2022;31(S1):58-69.

Karataşli O., Kursoğlu P., Capa N., Kazazoğlu E. « Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems ». *Dental materials j* 2011; 30 (1): 97−102.

Kirsch C., Ender A., Attin T., Mehl A. « Trueness of Four Different Milling Procedures Used in Dental CAD/CAM Systems ». *Clinical Oral Investigations* 2017; 21 (2): 551−58.

Kuhn K., Ostertag S., Ostertag M., Walter M., Luthardt RG., Rudolph H. « Comparison of an Analog and Digital Quantitative and Qualitative Analysis for the Fit of Dental Copings ». *Computers in Biology and Medicine* 2015; 57: 32−41.

L

Laurent M, Scheer P., Dejou J., Laborde G. « Clinical Evaluation of the Marginal Fit of Cast Crowns--Validation of the Silicone Replica Method ». *J Oral Rehab.* 2008 ; 35 (2): 116−22.

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 Prosth Dent* 2015; 114 (2): 236−47.

M

Magne P. « Be additive » 2018 ; 3 (2): 96−102.

Martin P., Lossent L., Abt L., Brasset F. « Conception de machines spéciales : methodologie d'élaboration de cahier des charges ». *Mécanique & Industries* 2004 ; 5 (3): 305−16.

Martínez-Rus F., Suárez MJ., Rivera B., Pradíes G. « Influence of CAD/CAM systems and cement selection on marginal discrepancy of zirconia-based ceramic crowns ». *Am j dent* 2012: 25 (2): 67−72.

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* : 2009; 44−56.

Mourshed B., Samran A., Alfagih A., Samran A., Abdulrab S., Kern M. « Anterior Cantilever Resin-Bonded Fixed Dental Prostheses: A Review of the Literature ». *J Prostho:* 2018; 27 (3): 266−75.

P

Pacquet W., Tapie L., Mawussi B., Boitelle P. « Evaluation of the Dimensional Accuracy of a Manufactured Dental Prosthesis in Relation to Its Computer-Aided Model ». *Inter J Comp Dent* 2020; 23 (4): 335−42.

Pacquet W., Tapie L., Mawussi B., Boitelle P. « Volumetric and Dimensional Accuracy Assessment of CAD-CAM-Manufactured Dental Prostheses from Different Materials ». *J Prost Dent*, 2021, S0022-3913(21)00325-5.

Panaghiotis B., Magne P. 2011. « Bio-Emulation: Biomimetically Emulating Nature Utilizing Histo-Anatomic Approach; Structural Analysis ». *Europ J Esth Dent.* 2011, 6 (1): 8−19.

Pelekanos S, Koumanou M, Koutayas SO., Zinelis S., Eliades G. « Micro-CT evaluation of the marginal fit of different In-Ceram alumina copings ». *Europ j esth dent* 2009; 4 (3): 278−92.

Persson A., Andersson M., Odén A., Sandborgh-Englund G. « Computer aided analysis of digitized dental stone replicas by dental CAD/CAM technology ». *Dental materials* 2008; 24 (8): 1123−30.

Politano G., Van Meerbeek B., Peumans M. « Nonretentive Bonded Ceramic Partial Crowns: Concept and Simplified Protocol for Long-Lasting Dental Restorations ». *J Adh Dent* 2018; 20 (6): 495−510.

R

Rami A., Suprono M., Goodacre C., Oyoyo U., Carrico C., Kattadiyil M. « Influence of Tooth Preparation Design and Scan Angulations on the Accuracy of Two Intraoral Digital Scanners: An in Vitro Study Based on 3-Dimensional Comparisons ». *J. Prostho: 2020,* 29 (3): 201-6.

S

Sailer I., Strasding M., Valente N., Zwahlen M., Liu S., Pjetursson B. « A Systematic Review of the Survival and Complication Rates of Zirconia-Ceramic and Metal-Ceramic Multiple-Unit Fixed Dental Prostheses ». *C Oral Impl R* 2018; 29: 184−98.

Schaefer O., Watts DC., Sigusch BW., Kuepper H., Guentsch A. « Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate partial crowns in vitro: a three-dimensional analysis of accuracy and reproducibility ». *Dental materials* 2012; 28 (3): 320−26.

Styranivska O., Kliuchkovska N., Mykyyevych N. « Comparison of Using Different Bridge Prosthetic Designs for Partial Defect Restoration through Mathematical Modeling ». *Europ J Dent* 2017; 11 (3): 345−51.

T

Tapie L., Chiche N., Boitelle P., Morenton P., Attal JP, Schmitt N., Vennat E. 2015. « Adaptation measurement of CAD/CAM dental crowns with X-ray micro-CT: metrological chain standardization and 3D gap size distribution ». *Measurement* 2016, ID 7963928.

Tapie L., Lebon N., Mawussi B., Fron-Chabouis H., Duret F., Attal JP. « Understanding Dental CAD/CAM for Restorations--Accuracy from a Mechanical Engineering Viewpoint ». *Inter J Comp Dent* 2015; 18 (4): 343−67.

V

Veneziani M. « Adhesive Restorations in the Posterior Area with Subgingival Cervical Margins: New Classification and Differentiated Treatment Approach ». *Europ J Esth Dent.* 2010; 5 (1): 50-76.

Annexes

Annexe 1: RI1

Journal of Oral Rehabilitation

Journal of Oral Rehabilitation 2014

Review

A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations

P. BOITELLE*†, B. MAWUSSI†‡, L. TAPIE†‡ & O. FROMENTIN†§ *Prosthodontic Department, Faculty of Dentistry, University Lille Nord de France, Lille, France, †Biomaterials and Interfaces Research Unit (URB2i – EA 4462), Faculty of Dentistry, Paris Descartes Sorbonne Paris Cité, Montrouge, France, ‡Faculty of Mechanical Engineering Paris 13 University, Sorbonne Paris Cité, Saint Denis, France and §Prosthodontic Department, Faculty of Dentistry, Paris Diderot, Sorbonne Paris Cité – Hospital Rothschild (AP-HP), Paris, France

SUMMARY **The evolution and development of CAD/CAM systems have led to the production of prosthetic reconstructions by going beyond the use of traditional techniques. Precision adjustment of prosthetic elements is considered essential to ensure sustainable restoration and dental preparation. The purpose of this article was to summarise the current literature on the fitting quality of fixed prostheses obtained by CAD/CAM technology.**

KEYWORDS: **computer-aided design, computer-aided manufacturing, dental prosthesis, adaptation, marginal fit, internal fit**

Accepted for publication 29 May 2014

Introduction

Over the last 30 years, computer-aided design and manufacturing (CAD/CAM) techniques have promoted and improved the development of prosthetic devices machined directly in the dental office or laboratory. New technologies and materials routinely introduced in dental practice have led to the appearance on the market of biocompatible and biomimetic materials with high mechanical strength (1, 2). The manufacture of machined ceramic prostheses responds to demands by patients for aesthetics and durable prosthetic reconstructions without metal substructure. The first quality of CAD/CAM systems should be their ability to produce prosthetic components with improved fitting accuracy compared with that obtained with traditional manufacturing processes using press or casting techniques. Moreover, the quality of the adjustment of fixed prostheses is considered a key element for reducing the morbidity of dental abutments and ensuring acceptable prosthetic survival (3). According to Sailer *et al.* (4), after 3 years in the mouth, 11% of dental abutments with cemented or bonding restoration have secondary caries. This rate increases to 22% after 5 years. Prosthetic fittings are usually studied in the cervical region and at the level of the occlusal and axial walls of prosthetic restorations. Minimising the volume cervical gap with dental-prosthetic assembly material reduces the risk of gum irritation, the rate of cement dissolution and microleakage and the recurrence of caries (5, 6). Also, reduced internal spacing improves the mechanical behaviour of a ceramic restoration in terms of mechanical strength and retention (7). The adaptation of traditional fixed prostheses has been the subject of many publications (2, 3, 8–10). Most authors agree that marginal openings below 120 μm are clinically acceptable (11–16). Furthermore, the development of a minimum space, between the prosthesis and its abutment, is necessary to ensure the accurate insertion of the prosthetic component and to allow the interposition of an even layer of bonding material, with mean values from 25 to 50 μm been reported (17).

© 2014 John Wiley & Sons Ltd

doi: 10.1111/joor.12205

In comparison with conventional methods, the design of a virtual cast and computer-controlled machining should result in improving the quality of fit between the abutments and the prosthetic model.

Ideally, clinicians should regard evidence-based dentistry as an essential guide in the planning of successful treatment. However, scientific evidence obtained from well-controlled investigations in different aspects of prosthodontics is rarely available. The systematic review of the available literature proposed in this paper sought to establish a starting point for reconciling current viewpoints regarding a possible estimate for the precision fitting of prostheses determined by different CAD/CAM systems.

Materials and methods

Search strategy and selection criteria

An electronic search of publications from January 2000 to October 2012 was performed in two electronic databases: Medline (PubMed) and the Embase Library. The search included only English-language articles published in dental journals. The following keywords were combined 'CAD/CAM' with 'Marginal', 'Internal', 'Precision', 'Fit', 'Adaptation', 'Discrepancy', 'Accuracy', 'Gap'.

In addition, the references of the selected articles were reviewed for possible inclusion. This search strategy is outlined in Fig. 1. The titles and abstracts of all articles were reread and upon identification of abstract for possible inclusion by two independent reviewers.

Next, the full text of the article was read and cross-matched against the predefined inclusion and exclusion criteria as shown in Table 1. The selection for the inclusion of the studies in this systematic review was based on the inclusion and exclusion criteria determined by both reviewers, and the data excluded were transferred to the data extraction list, in Table 2. The articles excluded were classified in 7 categories: A: articles without databases for fit; B: implant abutment studies; C: publication after October 2012, D: review articles; E: prospective studies; F: no CAD/CAM studies and G: case report.

Study classification

The data of each CAD/CAM system were extracted from the studies selected and broken down in an Excel spreadsheet. The Excel spreadsheets were created by restoration type and structured by author, reference studies, CAD/CAM system, evaluation method and material, luting cement or bonding resin, and marginal and/or internal fit values. These tables were categorised by restoration type as inlay/onlay, crown coping, bridge framework, crown and bridge.

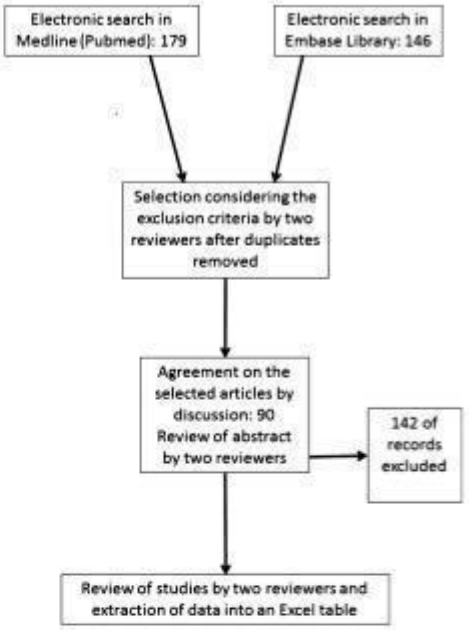


Fig. 1. Search strategy and results.

Results

Study search

Following the electronic search of the two databases (Pubmed and Embase library), 230 articles were found. After reading the titles and abstracts, 140 papers were excluded from the study (8, 18–156) and 90 articles were selected for data analysis (1, 157–245).

Description of studies

These results group 26 CAD/CAM systems analysed through different restorations (inlay/onlay, coping,

© 2014 John Wiley & Sons Ltd

Table 1. Inclusion and exclusion criteria

Inclusion criteria
Clinical trials
Comparative studies
Evaluation studies
In vitro studies
Restoration on dental abutment
Individual restoration and/or partial denture
Assessing marginal adaptation and/or internal adaptation
Studies with all marginal and/or internal adaptation data
Written in English
Exclusion criteria
Review studies
Studies that were based on patient's charts
Prospective study
Studies that were based on questionnaires
No clinical cases
No implant abutment
Animal studies

bridge framework, crown and bridge) and different materials (ceramic feldspath, lithium disilicate, zirconia, alumina, etc.). Tables of 3–6 present an overview of all the studies included with CAD/CAM systems, materials, fit parameters, the number of measurement points, the evaluation method, and the values of the marginal fit and internal fit obtained with the different types of restorations.

Discussion

Multiple method of examination

The analysis of the publications included in this review of the literature highlights the wide diversity of methodologies used to assess the level of adaptation of prostheses fabricated by CAD/CAM. Conventional experimental protocols using direct measurements on sections of the localised tooth–prosthetic interface are replaced in recent publications by an assessment of the entire area as a three-dimensional map (107, 193, 199, 200, 202, 221).

Several *in vivo* and *in vitro* quantitative evaluation fit methods of prostheses developed to assess different conventional processes have been used to study the CAD/CAM prostheses (247).

1 Marginal fit was evaluated when prostheses were inserted in the master cast using microphotography and light microscopy (1, 198).
2 Measurement with the silicone replica of the misfit between the restoration and abutment. This replica is sectioned and evaluated under light (174, 190, 206, 209, 211, 214, 238) or electronic microscopy (165, 170, 244).
3 Measurement of the tooth–prosthetic interface after cementing or bonding dental prostheses. The spacer is evaluated with light or electronic microscopy after sectioning (166, 180, 203, 210, 215, 216, 218).

Recently, the literature has reported other evaluation methods and processes for developing CAD/CAM prosthesis.

1 The silicon weight and density evaluation method (199).
2 Measurement by a triple scan protocol with a non-contact scanner and specific software to perform a virtual 3D analysis (107, 172).
3 Internal and marginal adaptation measured by micro-CT technology and without impression of cementation space (193, 200, 202).

In these quantitative assessments, two major methodological limitations are emphasised by many authors (27, 177, 247). The first limitation is the number of measurement points. Increasing the number of points on the entire periphery or volume of the joint tooth–prosthesis would give an average assessment of pertinent adaptation. This is a real limitation of these measurement protocols, since in the studies included, the number of measurement points varied between 4 and 385 for conventional methods and up to more than 3500 points for three-dimensional method. The second methodological limitation is related to the geometric tracking system defining the limits of the marginal gap measured. According to Holmes *et al.* (248), different studies present different definitions of marginal gap. The absolute marginal gap corresponds to the distance between the edge of the prosthetic restoration and the boundary of the tooth preparation. The horizontal gap is defined by the space measured along an axis parallel to the axis of the tooth, from the edge of the prosthesis to the border of the preparation. The vertical marginal gap is obtained by measuring the same space along an axis perpendicular to the axis of the tooth. Finally, the relative marginal gap corresponds to the distance between the boundary of the preparation and its orthogonal projection on the surface of the restoration.

All these reasons make it difficult to compare the quantitative value of the marginal and internal gap obtained in all the studies mentioned above. These

© 2014 John Wiley & Sons Ltd

Table 2. Articles excluded

Reference	Excuses of exclusion	Reference	Excuses of exclusion	Reference	Excuses of exclusion	Reference	Excuses of exclusion
Abduo et al. (8)	D	Yilmaz et al. (52)	B	Brown et al. (87)	B	Borioloto et al. (122)	A
Molin et al. (18)	A	Persson et al. (53)	A	Kodama et al. (88)	B	Ishikawa-Nagai et al. (123)	A
Sax et al. (19)	A	Rudolph et al. (54)	A	Donnely et al. (89)	A	Encke et al. (124)	A
Tartaglia et al. (20)	B	Abt et al. (55)	A	Nakamura et al. (90)	F	Magne et al. (125)	A
Thordrup et al. (21)	A	Vanoorbeek et al. (56)	E	Sailer et al. (91)	B	Christensen et al. (126)	B
Crisp et al. (22)	A	Raigrodski et al. (57)	D	Falcon-Antenucci et al. (92)	B	Devigus et al. (127)	A
Reich et al. (23)	A	Raigrodski et al. (58)	D	Rechenberg et al. (93)	A	Poticny et al. (128)	A
Gozdowski et al. (24)	A	Schenke et al. (59)	E	Krifka et al. (94)	A	Bonaudo et al. (129)	B
Poggio et al. (25)	A	Schenke et al. (60)	E	Balkaya et al. (95)	G	Mehl et al. (130)	A
Sherry et al. (26)	B	Wassel et al. (61)	A	Magne et al. (96)	A	Knoot et al. (131)	A
Persson et al. (27)	A	Komine et al. (62)	A	Bornemann et al. (97)	A	O'Kray et al. (132)	A
Fasbinder et al. (28)	A	Farrugia et al. (63)	A	Dehghan et al. (98)	A	Bindl et al. (133)	A
Klim et al. (29)	A	Quahrough et al. (64)	D	Koller et al. (99)	A	Bär et al. (134)	A
Guess et al. (30)	E	Sannino et al. (65)	B	Otto et al. (100)	A	Herrguth et al. (135)	A
Legros et al. (31)	A	Wuthe et al. (66)	A	Zimmer et al. (101)	G	Fasbinder et al. (136)	A
Nakamura et al. (32)	A	Rafferty et al. (67)	A	Posselt et al. (102)	A	Reich et al. (137)	A
Fabbri et al. (33)	A	Kelly et al. (68)	A	Eickel et al. (103)	A	Snyder et al. (138)	A
Tsitrou et al. (34)	A	Eberi et al. (69)	A	Tomita et al. (104)	A	Raigrodski et al. (139)	A
Puster-Torres et al. (35)	B	Quass et al. (70)	A	Att et al. (105)	A	Yoon et al. (140)	A
Bergles et al. (36)	B	Parsell et al. (71)	A	Monaco et al. (106)	B	Kokubo et al. (141)	A
Kurbad et al. (37)	A	Di Iorio et al. (72)	A	Schaefer et al. (107)	F	Goldstein et al. (142)	D
Poticny et al. (38)	A	Frankenberger et al. (73)	C	Ma et al. (108)	B	Reich et al. (143)	A
Poss et al. (39)	A	Mörmann et al. (74)	A	Arnetzi et al. (109)	A	Hamakubo et al. (144)	A
Miyazaki et al. (40)	A	Ender et al. (75)	A	Tsitrou et al. (110)	A	Nakamura et al. (145)	A
Patroni et al. (41)	D	Gaglio et al. (76)	A	Yang et al. (111)	A	Parel et al. (146)	B
Cehreli et al. (42)	A	Bernhart et al. (77)	A	Philipp et al. (112)	A	Chen et al. (147)	A
Luthardt et al. (43)	A	Giannetopoulos et al. (78)	A	Meulen et al. (113)	B	Li et al. (148)	A
Boushell et al. (44)	A	Jahangiri et al. (79)	A	Beuer et al. (114)	A	Lin et al. (149)	A
Mainjot et al. (45)	A	Bonfante et al. (80)	A	Federlin et al. (115)	A	Wrbas et al. (150)	G
Li et al. (46)	A	Lorenzoni et al. (81)	A	Denissen et al. (116)	A	Fasbinder et al. (151)	A
Scotti et al. (47)	C	Muller et al. (82)	A	Poticny et al. (117)	G	Koutayas et al. (152)	G
Fasbinder et al. (48)	D	Kumar et al. (83)	A	Filgor et al. (118)	A	Schmitt et al. (153)	A
Reich et al. (49)	A	Attia et al. (84)	A	McDonald et al. (119)	A	Zafiropoulos et al. (154)	B
Lin et al. (50)	A	Griffin et al. (85)	B	Lops et al. (120)	A	Batchhav et al. (155)	A
Karatasli et al. (51)	B	Meloni et al. (86)	F	Boeckler et al. (121)	E	Tomita et al. (156)	A

A: no databases for fit, B: implant abutment, C: publication after October 2012, D: review article, E: prospective study, F: no CAD/CAM Study, G: case report.

© 2014 John Wiley & Sons Ltd

Table 3. Summary of included studies dealing with adaptation of inlay-onlay and laminate veneer.

Inlay/Onlay

Reference	CAD/CAM system			Examination method	Marginal fit (μm)	Internal fit (μm)
	Manufacturer	Restoration/materials	Fit parameters (μm)			
Romão *et al.* (157)	CEREC 2	I, FC	NA	OM	78 ± 14 to 84 ± 13	
Martin *et al.* (159)		I, FC	NA	OM	50 ± 15	211 ± 38
Sato *et al.* (167)		I, FC	NA	OM	62·8 ± 22·8 to 121·6 ± 18·2	
Denissen *et al.* (164)		O, FC	NA	OM	85 ± 40	
Estafan *et al.* (168)		I, FC	NA	SEM	42·8 to 58·6	
Stappert *et al.* (158)	CEREC 3	O, LRFC	NA	OM	75 ± 19 to 71 ± 22	
Wang *et al.* (160)		O, FC	AG= 2	OM	201 ± 17	
Estafan *et al.* (168)		I, FC	NA	SEM	39·1 to 52·2	
Vanhoğlu *et al.* (162)	CEREC 3D	O, DLGC	NA	OM	109·65 ± 27·8 to 112 ± 15·64	132·77 ± 31·32 to 196·49 ± 38·16
Chaysuwan *et al.* (163)		I, FC	NA	SEM	88·37 ± 35·45 to 109·85 ± 59·21	
Reich *et al.* (165)		O, FC	S = 40; AG = 20	SEM	70 ± 32	
Keshvad *et al.* (166)	CEREC inLab	I, LRFC	NA	OM	36 ± 11	23 ± 9
Addi *et al.* (161)	Denzir	I and O, FC	NA	OM		230 ± 68 to 243 ± 85
Denissen *et al.* (164)	CICERO	O, FC	NA	OM	74 ± 15	
	Procera	O, FC	NA	OM	68 ± 53	

Laminate veneer

Reference	CAD/CAM system			Examination method	Marginal fit	
	Manufacturer	Materials	Fit parameters		Vertical (μm)	Horizontal (μm)
Lin *et al.* (169)	CEREC 3D	LRFC	NA	OM	140 ± 25 to 155 ± 20	135 ± 35 to 140 ± 30
Aboushelib *et al.* (170)		DLGC	S = 20	SEM	545·81 ± 195·8	230·97 ± 176·82

I, inlay; O, onlay; FC, feldspath ceramic; LRFC, leucite-reinforced feldspathic ceramics; DLGC, disilicate lithium glass ceramics; S, space; AG, adhesive gap; OM, optical microscopy; SEM, scanning electron microscopy; NA, not available.

© 2014 John Wiley & Sons Ltd

Table 4. Summary of included studies dealing with adaptation of coping and bridge framework.

	CAD/CAM system			Assessment			
					Marginal fit	Internal fit	
Reference	Manufacturer	Materials	Fit parameters (μm)	Examination method	Absolute (μm)	Axial (μm)	Occlusal (μm)
Coping							
Colpani *et al.* (177)	Cerec 3D inLab	InCeram YZ	S = ~40	OM	25·8 ± 6·7	27·5 ± 3·6	45·2 ± 15·5
		InCeram Zr			35·2 ± 13·4	23·5 ± 7·7	55·2 ± 22·4
Bindl *et al.* (179)		Zr	NA	OM	53 ± 17	103 ± 14 to 153 ± 21	
Hmaidouch *et al.* (186)		InCeram YZ	S = 10/100	OM	31·57 ± 9·16 to 81·69 ± 2·55	103 ± 2·89 to 120·46 ± 8·6	
			S = 50/100		61·54 ± 5·67 to 110·31 ± 7·22	71·42 ± 4·29 to 103·75 ± 2·48	
Souza *et al.* (190)	Cerec inLab	LRFC	S = 20	OM	28·24 ± 11·42 to 99·92 ± 18·32	183·01 ± 62·82 to 219·12 ± 87·24	
Bindl *et al.* (191)		InCeramYZ	NA	SEM	43 ± 23	82 ± 49	114 ± 58
Pelekanos *et al.* (193)		InCeram Al	NA	Micro CT	55·09 ± 49·06		
Moldovan *et al.* (199)		Zr	S = 150	3D Digitising	69 ± 35 to 84 ± 28		
Al-Rabab'ah *et al.* (201)		FC	S = 50	OM	44·6 ± 12·6 to 64·6 ± 21·4	166 ± 30·8	
De Vico *et al.* (171)	3Shape	Zr	NA	OM	78·85		
Matta *et al.* (172)	Lava system	Zr	NA	3D Digitising	51 ± 6		
Syrek *et al.* (173)		Zr	NA	OM	49 ± 16		
Rungruanganu *et al.* (200)		Zr	NA	Micro CT	10 to 20		
Kokubo *et al.* (174)	GN-I system	Al	S = 50	OM	65·3 ± 37·4 to 72·9 ± 34·6	112·5 ± 55·2 to 122·7 ± 60·1	177·4 ± 78·4 to 200·3 ± 104·2

(continued)

© 2014 John Wiley & Sons Ltd

Table 4. (continued)

Reference	CAD/CAM system		Fit parameters (μm)	Assessment	Marginal fit	Internal fit	
	Manufacturer	Materials		Examination method	Absolute (μm)	Axial (μm)	Occlusal (μm)
Beuer *et al.* (175)	Cercon	Zr	S = 20	OM	4°: 37·6 ± 36·7	4°: 74·7 ± 56·8	4°: 92 ± 43·2
					8°: 42·3 ± 44·44	8°: 60·3 ± 44·8	8°: 106·7 ± 37·5
					12°: 36·8 ± 30·9	12°: 49·3 ± 24·6	12°: 73·6 ± 28·8
	Comparis		S = 21		C 4°: 45·5 ± 35·7	C 4°: 58·4 ± 32·8	C 4°: 98·8 ± 25·4
					C 8°: 36·6 ± 28·9	C 8°: 66·0 ± 37·8	C 8°: 86·2 ± 22·3
					C 12°: 40·3 ± 37·2	C 12°: 39·7 ± 22·9	C 12°: 92·4 ± 25·7
Martínez-Rus *et al.* (229)	Cercon	Zr	NA	SEM	61 ± 25 to 84 ± 27		
Iwai *et al.* (182)		Zr	S = 10	OM	42·5 to 77·8	55·5 to 128·1	
			S = 30		36·1 to 40·9	54 to 62·3	
			S = 60		27·4 to 37·1	55·1 to 70	
Beuer *et al.* (185)		Zr	S = 20	OM	46 ± 6 to 67 ± 11	82 ± 11 to 92 ± 7	76 ± 24 to 89 ± 13
Rinke *et al.* (194)	3shape + Comparis	Zr	S = 60	OM	71·01 ± 10·8		
	Cercon eye + Comparis	Zr	S = 60	OM	57·9 ± 6·49		
	Cercon Eye + Expert	Zr	S = 60	OM	69·22 ± 10·7		
Grenade *et al.* (180)	Procera	Zr	S = 50/70	OM	51 ± 50	106 ± 67	
Bindl *et al.* (191)		Al	NA	SEM	17 ± 16	119 ± 49	136 ± 68
Naert *et al.* (196)	Procera	Zr	NA	OM	14 ± 8·96 to 24 ± 9·98		
Pilobadka *et al.* (197)		Al	S = 50	SEM	47·8 to 43·4		
Al-Rabab'ah *et al.* (201)		Al	S = 70	OM	26·1 ± 11·1 to 43 ± 14·5	65·5 ± 10	
Bindl *et al.* (179)	DCS Dental	Zr	NA	OM	32 ± 6	144 ± 15	
Witkowski *et al.* (187)		T	NA	OM	41 285 ± 1238		
Bindl *et al.* (191)		Zr	NA	SEM	33 ± 20	116 ± 60	110 ± 79
Coli *et al.* (246)	Denzir	Zr	NA	OM	42 ± 36	115 ± 30	164 ± 45
Bindl *et al.* (191)		Zr	NA	SEM	23 ± 17	74 ± 45	81 ± 30
Coli *et al.* (195)	Dentronic	Zr	S = 45	OM		41 ± 20 to 53 ± 29	
			S = 90			82 ± 11 to 90 ± 13	
Grenade *et al.* (180)	Ceramill	Zr	S = 50/70	OM	81 ± 66	115 ± 59	

(continued)

© 2014 John Wiley & Sons Ltd

Table 4. (continued)

	CAD/CAM system			Assessment		
					Marginal fit	Internal fit
Reference	Manufacturer	Materials	Fit parameters (μm)	Examination method	Absolute (μm)	Axial (μm)	Occlusal (μm)
Son *et al.* (183)	Shape + Zmatch	Zr	S = 40	OM		47·7 ± 9·2 to 57·0 ± 6·8	34·1 ± 5·2 to 39·9 ± 6·1
			S = 160			140·8 ± 9·1; 154·1 ± 10·4	123·7 ± 9·1 to 133·3 ± 7
Witkowski *et al.* (187)	Pro 50 system	T	NA	OM	71 481 ± 1084		
	Everest	T	NA	OM	61 447 ± 1089		
Torabi *et al.* (192)	Tizian	Zr	AG= 0, S = 45	OM	62·48 ± 13·83	53·74 ± 12·32	118·81 ± 35·9
Matta *et al.* (172)	Zenotec	Zr	NA	3D Digitising	82 ± 5		
Krasanaki *et al.* (202)		Al	NA	Micro CT	26·70 to 23·41		

					Marginal fit		Internal fit	
Reference	Manufacturer	Materials	Fit parameters (μm)	Examination method	Vertical (μm)	Horizontal (μm)	Axial (μm)	Occlusal (μm)
Alghazzawi *et al.* (198)	Cerec 3D inLab	InCeram Al	S = 30	OM	40 ± 14	16 ± 16		
		InCeram YZ			36 ± 14	19 ± 14		
Martinez-Rus *et al.* (178)	Cerec inLab	Zr	NA	OM	29·89 ± 3·97			
Yüksel *et al.* (184)	Lava system	Zr	NA	OM	82·7 ± 9·91			
Martinez-Rus *et al.* (178)	Cercon	Zr	NA	OM	13·15 ± 3·01			
Koenine *et al.* (189)		Zr	S = 30	OM	61 to 73		50 to 62	
Kunii *et al.* (176)	Katana	Zr	AG = 0, S = 50	SEM	3·6 ± 5·8		50·9 ± 1·1	101·7 ± 9·5
Martinez-Rus *et al.* (181)	Procera	Zr	NA	OM	8·67 ± 3·96			

	CAD/CAM system			Assessment			
					Marginal fit	Internal fit	
Reference	Manufacturer	Materials	Fit parameters (μm)	Examination method	Absolute (μm)	Axial (μm)	Occlusal (μm)
Bridge framework							
Reich *et al.* (206)	Lava system	Zr	S = 50/70	OM	91 ± 58	98 ± 45	202 ± 215
Gonzalo *et al.* (208)		Zr	NA	OM	71 ± 45		
				SEM	76 ± 37		
Beuer *et al.* (218)		Zr	S = 20	OM	15 ± 7	71 ± 10	108 ± 12
Gonzalo *et al.* (208)	Procera	Zr	NA	OM	12 ± 9		
				SEM	26 ± 19		

(continued)

© 2014 John Wiley & Sons Ltd

Table 4. (continued)

Reference	CAD/CAM system: Manufacturer	Materials	Fit parameters (μm)	Assessment: Examination method	Marginal fit: Absolute (μm)	Internal fit: Axial (μm)	Occlusal (μm)
Att *et al.* (215)		Zr	NA	OM	82		
Beuer *et al.* (218)		Zr	S = 40	OM	9 ± 5	70 ± 9	82 ± 11
Borba *et al.* (205)	CEREC inLab	InCeram IZ	NA	Micro CT	99 ± 60	68 ± 23	220 ± 25
		InCeram YZ			75 ± 39	78 ± 22	280 ± 25
Kohorst *et al.* (211)		Zr	S = −10	OM	102·4 to 119·8		
Att *et al.* (215)		InCeram YZ	NA	OM	64		
Kohorst *et al.* (211)	Everest	Zr	S = 30	OM	105 to 120·5		
Wettstein *et al.* (207)	Cercon	Zr	S = 1000	OM	189·6 ± 71·8	140·5 ± 38·3	192 ± 61·5
Att *et al.* (215)	DCS	Zr	NA	OM	86		
Beuer *et al.* (217)	3shape + Zenotec	Zr	S = 30	OM	25 ± 29		

Reference	CAD/CAM system: Manufacturer	Materials	Fit parameters (μm)	Assessment: Examination method	Marginal fit: Vertical (μm)	Internal fit: Axial (μm)	Occlusal (μm)
Gonzalo *et al.* (203)	CEREC inLab	InCeram YZ	NA		40 ± 19 to 48 ± 15		
	Procera	Zr	NA	OM	9 ± 10 to 12 ± 9		
	Lava system	Zr	S = 50	OM	66 ± 31 to 71 ± 4		
Vigolo *et al.* (204)		Zr	NA	OM	45·0 ± 30 to 47·2 ± 4·8		
	Procera	Zr	NA	OM	60·3 ± 6·8 to 62·7 ± 5·8		
	Everest	Zr	NA	OM	62·1 ± 9·1 to 63·9 ± 8·5		
Komine *et al.* (212)	CEREC inLab	Zr	NA	OM	86 761 ± 1046 to 88 533 ± 1028		
	Cercon	Zr	NA	OM	88·05 ± 1·03 to 119·9 ± 1·05		
	Xawex AG	Zr	NA	OM	113·4 ± 1·03 to 147·33 ± 1·04		
Oyagüe *et al.* (210)	Cercon	Zr	NA	SEM	72 to 80		
Castillo *et al.* (213)		Zr	NA	SEM	71·4 ± 8·4 to 104·9 ± 9·3		
Beuer *et al.* (216)	CEREC inLab	InCeram YZ	S = −20	OM	46·7 ± 17·9 to 66·4 ± 16·6	64·7 ± 14·8 to 67·8 ± 20·7	82·9 ± 17 to 93·2 ± 18·2
	Etkon	Zr	S = 20	OM	21 ± 9·2 to 37·2 ± 13·5	52·3 ± 19 to 60·7 ± 15·1	68·8 ± 12·9 to 81·5 ± 15·8
	Cercon	Zr	S = 30	OM	32·4 ± 24·6 to 80·4 ± 16·3	106·3 ± 27·9 to 96·2 ± 21·6	135·6 ± 14·1 to 154·7 ± 44·3

(continued)

© 2014 John Wiley & Sons Ltd

Table 4. (continued)

	CAD/CAM system				Assessment			
						Marginal fit	Internal fit	
Reference	Manufacturer	Materials	Fit parameters (µm)		Examination method	Vertical (µm)	Axial (µm)	Occlusal (µm)
Kunii *et al.* (176)	Katana	Zr 3-unit	AG= 0, S = 50		SEM	40·2 ± 7·2 to 43·2 ± 8·7	10·9 ± 9·5 to 118·7 ± 6·3	136·5 ± 5·8
		Zr 4-unit				10·3 ± 8·9 to 63 ± 14·8	9 ± 4·9 to 11·5 ± 13·5	146·5 ± 12·5
		Zr 5-unit				12·8 ± 9 to 112·4 ± 9·5	9·5 ± 7·3 to 128·1 ± 21·1	119 ± 16·4

	CAD/CAM system			Assessment				
						Marginal fit		
Reference	Manufacturer	Materials	Fit parameters (µm)	Examination method	Absolute (µm)	Vertical (µm)	Horizontal (µm)
Kohorst *et al.* (214)	CEREC inLab	Zr	S = −10	OM	182·7 ± 26·1	111·5 ± 34·2	85·8 ± 27·1
	Everest	Zr	S = 30	OM	206·3 ± 56·3	197·3 ± 57	37·6 ± 14·8
	Digizon	Zr	S = 30	OM	57·9 ± 28·8	23·8 ± 18·8	51·1 ± 26·1
Kohorst *et al.* (209)	Cercon	Zr	NA	OM	94·3	62·8	49·4
	Comparis				145·5	119·6	57·6

Zr, zirconia; YZ, zirconia YZ; FC, feldspath ceramic; LRFC, leucite-reinforced feldspathic ceramics; Al, alumina; T, titanium; NA, not available; AG, adhesive gap; S, spacer; OM, optical microscopy; SEM, scanning electronic microscopy; C, conicity.

© 2014 John Wiley & Sons Ltd

Table 5. Summary of included studies dealing with adaptation crowns

	CAD/CAM system			Assessment			
					Marginal fit	Internal fit	
Reference	Manufacturer	Materials	Fit parameters (μm)	Examination method	Absolute (μm)	Axial (μm)	Occlusal (μm)
Bindl *et al.* (222)	CEREC 1	FC	NA	SEM	308 ± 95		
	CEREC 2 v2.21				243 ± 48		
	CEREC 2 v4.24				207 ± 63		
Mou *et al.* (230)	CEREC 2	FC	S = 0	OM		115 ± 42 to 127 ± 46	
Nakamura *et al.* (237)	CEREC 3	FC	S = 10	OM	95 ± 20 to 108 ± 17	119 ± 7 to 135 ± 8	
			S = 300		53 ± 5 to 66 ± 5	116 ± 5 to 141 ± 6	
			S = 50		55 ± 7 to 67 ± 3	135 ± 5 to 162 ± 10	
Seo *et al.* (241)		DLGC	S = 30	MicroCT	35·4 to 12·4	152·7 ± 27·1 to 197·3 ± 48·2	
Coock *et al.* (219)	CEREC 3D	FC	NA	OM	61·07 ± 10·0	70·19 ± 12.23	184·65 ± 45·44
Luthardt *et al.* (221)		FC	S = 0	3D Digitising		380 ± 240	
		LRFC				342 ± 215	
Martínez-Rus *et al.* (229)		InCeram Zr	S = 20	SEM	31·45 ± 4·47 to 93·12 ± 6·77		
		InCeram YZ			13·04 ± 3·23 to 75·28 ± 3·91		
Lee KB *et al.* (236)		FC	S = 30	OM	94·4 ± 11·6		
Reich *et al.* (238)		DLGC	NA	OM	100 ± 61	148 ± 61	284 ± 95
D'Arcy *et al.* (242)		FC	NA	OM	149 ± 26	208 ± 46	254 ± 52
Luthardt *et al.* (221)	CEREC inLab	FC	S = 0	3D Digitising		279 ± 172	
		DLGC				302 ± 192	
May *et al.* (224)		FC	S = 50	SEM			57 ± 12
			S = 100				115 ± 17
			S = 300				283 ± 38
			S = 500				442 ± 22
			S = 50				62 ± 12
			S = 100				118 ± 29
			S = 300				263 ± 23
			S = 500				450 ± 22
Martins *et al.* (232)		ZC + FC	S = −30	OM		112·4 ± 83·93	246·67 ± 180·9
Euan *et al.* (223)	Lava system	ZC + FC	NA	OM	54·32 ± 14·06 to 71·85 ± 7·59		
					59·83 ± 11·28 to 76·97 ± 7·55		
Baig *et al.* (1)	Cercon	ZC + FC	NA	OM	66·4 ± 42·2		
Tao *et al.* (240)		FC	NA	OM	47 ± 13 to 57 ± 12		
Nakamura *et al.* (228)	Decsy scan/ProCAD	LRFC	S = 15	OM	42 ± 19 to 50 ± 17	85 ± 15 to 88 ± 14	
			S = 55		48 ± 26 to 56 ± 19	126 ± 11 to 138 ± 15	

(continued)

© 2014 John Wiley & Sons Ltd

Table 5. (continued)

	CAD/CAM system			Assessment		
					Marginal fit	Internal fit
Reference	Manufacturer	Materials	Fit parameters (μm)	Examination method	Absolute (μm)	Axial (μm)	Occlusal (μm)
Martinez-Rus *et al.* (229)	Procera	Zr	S = 50	SEM	9·94 ± 4·18 to 39·01 ± 3·19		
Lee *et al.* (236)		Al + FC	NA	OM	89·6 ± 9·5		
Han *et al.* (233)	Everest	T	S = 25	OM	59·8 ± 14·9 to 80·7 ± 10·4	51 ± 10·8	124·6 ± 28
Romeo *et al.* (235)	DCS Dental	ZC + FC	NA	OM	47 192 ± 17 791		
		T + FC			50 762 ± 12 360		
		T + CR			60 453 ± 6028		
		CR			75 351 ± 11 545		
Renne *et al.* (239)	E4D	DLGC	S = 100	OM	38·5 ± 9		
			AG= 25				
Quante *et al.* (225)	Bego Medifacturin system	Co-Cr and Au-Pl	NA	OM	76 to 80		252 to 392

	CAD/CAM system			Assessment			
					Marginal fit	Internal fit	
Reference	Manufacturer	Materials	Fit parameters	Examination method	Vertical (μm)	Axial (μm)	Occlusal (μm)
Tsitrou *et al.* (226)	CEREC 3	CR	NA	OM	91 ± 22 to 105 ± 34		
		FC		OM	77 ± 8 to 102 ± 28		
Ural *et al.* (227)			NA	SEM	29·26 ± 4·08		
					49·8 ± 5·03		
Akhar *et al.* (234)		CR	S = 25	SEM	46 ± 9·2 to 65·9 ± 38·7		
Biscaro *et al.* (220)	Echo system	ZC + FC	NA	OM and SEM	35·32 ± 4·4		
	Zirite system				34·18 ± 5·67		
Pak *et al.* (231)	Lava system	Zr partial sintered	NA	OM	62·22 ± 1·78 to 82·03 ± 1·85		
Ural *et al.* (227)	Cercon	FC	NA	SEM	77·1 ± 8·75		
					93·56 ± 11·92		
Komine *et al.* (189)		ZC + FC	S = 30	OM	43 to 60		
Pak *et al.* (231)	Digident system	Zr full sintered	NA	OM	61·52 ± 2·88 to 83·15 ± 3·51		

FC, feldspath ceramic; LRFC, leucite-reinforced feldspathic ceramics; DLGC, disilicate lithium glass ceramics; CR, composite resin; ZC + FC, zirconia coping + felspathic ceramic; Al + FC, alumina coping + felspathic ceramic; T + FC, titanium coping + felspathic ceramic; T + CR, titanium coping + composite resin; Co-Cr and Au-Pl, cobalt-chromium and gold platinum; NA, not available; AG, adhesive gap; S, spacer; OM, optical microscopy; SEM, scanning electronic microscopy.

© 2014 John Wiley & Sons Ltd

Table 6. Summary of included studies dealing with adaptation of bridges

	CAD/CAM system			Assessment			
					Marginal fit		
Reference	Manufacturer	Materials	Fit parameters (μm)	Examination method	Absolute (μm)	Vertical (μm)	Horizontal (μm)
3-unit							
Gonzalo *et al.* (245)	Procera	Zr	NA	SEM	26 + −19		
	Lava system	Zr	NA	SEM	76 ± 36		
Tinschert *et al.* (244)	DSC	Zr Y-TZP	NA	SEM	66·8 ± 33·2	20·9 ± 57·6	56·1 ± 39·1
		InCeram Zr			60·5 ± 30·1	48 ± 40·6	42·0 ± 42·4

					Marginal fit	Internal fit	
					Absolute (μm)	Axial (μm)	Occlusal (μm)
Reich *et al.* (243)	Lava system	Zr	NA	OM	80 ± 50	132 ± 89	215 ± 109
	CEREC inLab	InCeram Zr	S = −40	OM	77 ± 44	156 ± 76	371 ± 162
	Digident		NA	OM	92 ± 52	105 ± 51	383 ± 179

	CAD/CAM system			Assessment			
					Marginal fit		
Reference	Manufacturer	Materials	Fit parameters (μm)	Examination method	Absolute (μm)	Vertical (μm)	Horizontal (μm)
4-unit							
Vigolo *et al.* (204)	Everest	Zr	NA			63·7 ± 16·5 to 67·1 ± 4·7	
	Procera	Zr	NA			61·1 ± 5·4 to 65·0 ± 5·4	
	Lava system	Zr	NA			45·9 ± 2·7 to 48·5 ± 4·8	
Tinschert *et al.* (244)	DSC	Zr Y-TZP	NA	SEM	71·6 ± 26	47·9 ± 45·6	58·8 ± 41·1
5-unit							
Tinschert *et al.* (244)	DSC	Zr Y-TZP	NA	SEM	60·5 ± 34·7	47·9 ± 48·6	44·8 ± 57·1

Zr, zirconia; NA, not available; S, spacer; OM, optical microscopy; SEM, scanning electronic microscopy.

investigations only provide a mean deviation or overall trend.

Factors influencing the adaptation of CAD/CAM systems

Each step in the CAD/CAM chain, from optical impression to machining, is very important. The improved adaptation of machined prosthetic reconstructions can be achieved by optimising each step of the chain. For Keshvad *et al.* (166), the optimisation between the different studies for CAD/CAM systems not only stem from the same methodology of quantitative assessment of hiatuses, but also from the morphology of the tooth or cavity preparation, setting up the system design and machining, the type of CAD/CAM (direct at chairside or indirect at laboratory), the assembly and material and the experience of the operator. Thus, knowledge and mastery of each of these elements can improve the performances of CAD/CAM systems.

In this study, twenty-six CAD/CAM systems were analysed. Some of them often allow the operator to act on part of the setting. The virtual design parameters in the CAD software are also essential for an accurate fit in a given CAD/CAM system. Furthermore, the configuration of the virtual space developed between the tooth and the restoration is essential for the accuracy of cervical adaptation. According to Al-Rabab'ah *et al.* (201) or Hmaidouch *et al.* (186), with an overall spacing set at 50 μm, the marginal gap measure would be more limited than with a gap setting of 100 μm. Thus, Wettstein *et al.* (207) showed

© 2014 John Wiley & Sons Ltd

that the difference of fit between different CAD/CAM machined prostheses is directly related to the gap parameter. Moreover, accuracy of fit is also related to the intrinsic properties of the CAD/CAM system. For example, the Procera system with an adjustable spacing of 50 μm allows the production of crowns that are better adapted than those machined with the Cerec 3D system with the same settings (201). In addition, setting the steps of computer-aided manufacturing (CAM) is a source of variation in the precision machining of prosthetics (221).

These various methods improve the accuracy of the quantitative evaluation but make it more difficult to compare them. In fact, each author has their own method and no system is evaluated twice under the same conditions.

Quantitative data on the accuracy of fit

The analysis of the results of the studies included in this review shows that the marginal fit ranges from 39·1 to 201 μm and the internal fit varies from 23 to 230 μm (157–168). Two studies used the Cerec 3D system to evaluate the cervical adaptation of laminates. The results present a gap value between 135 ± 35 and 545·81 ± 195·8 μm (169, 170).

Numerous publications report the adaptation of crown copings made of different materials with an absolute marginal gap ranging from 10 (200) to 110·31 ± 7·22 μm (186), often with results less than 80 μm (171–175, 177–180, 183–187, 189–194, 196–201, 212, 229, 246). Similarly, the internal gap is between 23·5 ± 7·7 μm (179) and 154·1 ± 10·4 μm (183) in the part axial and between 45·2 ± 15·5 μm (177) and 219.12 ± 87.24 μm (190) in the part occlusal.

Regarding the bridge framework (176, 203–207, 209–218, 245), the absolute marginal gap is from 9 ± 5 26 μm (218) to 206·3 ± 56·3 μm (214). Next, the vertical marginal fit is from 9 ± 10 μm (203) to 197·3 ± 57 μm (214) and the horizontal marginal gap is from 49·4 μm (209) to 85·8 ± 27·1 μm (214). Secondly, the axial internal fit varies between 9 ± 4·9 μm (176) and 140·5 ± 38·3 μm (207) and the occlusal internal fit between 68·8 ± 12·9 μm (216) and 280 ± 25 μm (205).

In this review, 26 articles deal with the adaptation of single crowns (1, 219–242). The absolute marginal fit is between 9·94 ± 4·18 μm (229) and 308 ± 92 μm (222) with most of the results being under than 80 μm (1, 219, 223, 225, 228, 229, 233, 235–237, 239–241). The vertical marginal gap varies between 29·26 ± 4·08 μm (227) and 105 ± 34 μm (226). The internal fit is 51 ± 10·8 μm (233) at 442 ± 22 μm (224).

Lastly, the analysis of the publications selected regarding the accuracy of fit multiple prostheses, that is, 3 to 5 elements (233–236), shows that the average marginal gap is between 20·9 ± 57·6 μm (244) and 80 ± 50 μm (243) with a internal gap of 105 ± 51 μm (243) in the part axial and 383 ± 179 μm (243) in the part occlusal.

Conclusions

This analysis of the recent literature on the fit accuracy of milled CAD/CAM restorations shows that it is possible to obtain a teeth–prosthesis gap less than 80 μm. This means that CAD/CAM systems improve the average quality of prostheses adaptation compared with that obtained with conventional manufacturing methods. In particular, when evaluating dental CAD/CAM systems, the problem is not one of obtaining the most precise level of adjustment but that of ensuring its reliability in a large number of dental restorations, using the same machine appropriately set to machine different materials. However, the limited number of clinical studies on CAD/CAM prostheses accuracy and the too great diversity of result between protocols do not allow giving a definitive conclusion on the adaptability of CAD/CAM prostheses. Further research is necessary to assess the fit accuracy of various types of milled CAD/CAM restorations under clinical conditions.

Conflicts of interest

None of the authors report any conflict of interests.

Funding

This research was carried out without funding.

References

1. Baig MR, Tan KB-C, Nicholls JI. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. J Prosthet Dent. 2010;104:216–227.

© 2014 John Wiley & Sons Ltd

2. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. Br Dent J. 2008;204:505–511.
3. Tan K, Pjetursson BE, Lang NP, Chan ESY. 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;15:654–666.
4. Sailer I, Feher A, Filser F, Luthy H, Gauckler LJ, Shaper P *et al*. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3 years follow-up. Quintessence Int. 2006;37:685–693.
5. Trajtenberg CP, Caram SJ, Kiat-amnuay S. Microleakage of all-ceram crowns using self-etching resin luting agents. Oper Dent. 2008;33:392–399.
6. Rossetti PHO, Valle AL, Carvalho RM, Goes MF, Pegoraro LF. Correlation between margin fit and microleakage in complete crowns cemented with three luting agents. J Appl Oral Sci. 2008;16:64–69.
7. Thompson V, Rekow ED. Dental ceramics and the molar crown testing ground. J Appl Oral Sci. 2004;12:26–36.
8. Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. J Oral Rehabil. 2010;37:866–876.
9. Raut A, Rao PL, Ravindranath T. Zirconium for esthetic rehabilitation: an overview. Indian J Dent Res Off Publ Indian Soc Dent Res. 2011;22:140–143.
10. Qualtrough AJ, Piddock V. Fitting accuracy of indirect restorations: a review of methods of assessment. Eur J Prosthodont Restor Dent. 1992;1:57–61.
11. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. Br Dent J. 1971;131:107–111.
12. Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. J Prosthet Dent. 1991;66:747–753.
13. Belser UC, MacEntee MI, Richter WA. Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: a scanning electron microscope study. J Prosthet Dent. 1985;53:24–29.
14. Fonseca JC, Henriques GEP, Sobrinho LC, de Góes MF. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. Dent Mater. 2003;19:686–691.
15. Molin MK, Karlsson SL, Kristiansen MS. Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic/resin composite joint. Dent Mater. 1996;12:245–249.
16. Karlsson S. The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. Acta Odontol Scand. 1993;51:129–134.
17. ANS/ADA Specification n°8. Chicago: American Dental Association; 1977.
18. Molin MK, Karlsson SL. A randomized 5-year clinical evaluation of 3 ceramic inlay systems. Int J Prosthodont. 2000;13:194–200.
19. Sax C, Hämmerle CHF, Sailer I. 10-year clinical outcomes of fixed dental prostheses with zirconia frameworks. Int J Comput Dent. 2011;14:183–202.
20. Tartaglia GM, Sidoti E, Sforza C. A 3-year follow-up study of all-ceramic single and multiple crowns performed in a private practice: a prospective case series. Clin São Paulo Braz. 2011;66:2063–2070.
21. Thordrup M, Isidor F, Hörsted-Bindslev P. A 5-year clinical study of indirect and direct resin composite and ceramic inlays. Quintessence Int. 2001;32:199–205.
22. Crisp RJ, Cowan AJ, Lamb J, Thompson O, Tulloch N, Burke FJT. A clinical evaluation of all-ceramic bridges placed in UK general dental practices: first-year results. Br Dent J. 2008;205:477–482.
23. Reich SM, Peltz ID, Wichmann M, Estafan DJ. A comparative study of two CEREC software systems in evaluating manufacturing time and accuracy of restorations. Gen Dent. 2005;53:195–198.
24. Gozdowski S, Reich S. A comparison of the fabrication times of all-ceramic partial crowns: Cerec 3D vs IPS Empress. Int J Comput Dent. 2009;12:279–289.
25. Poggio CE, Dosoli R, Ercoli C. A retrospective analysis of 102 zirconia single crowns with knife-edge margins. J Prosthet Dent. 2012;107:316–321.
26. Sherry JS, Sims LO, Balshi SF. A simple technique for immediate placement of definitive engaging custom abutments using computerized tomography and flapless guided surgery. Quintessence Int. 2007;38:755–762.
27. Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. J Prosthet Dent. 2006;95:194–200.
28. Fasbinder DJ, Poticny DJ. Accuracy of occlusal contacts for crowns with chairside CAD/CAM techniques. Int J Comput Dent. 2010;13:303–316.
29. Klim J. Aesthetic quadrant dentistry using a chairside CAD/CAM system: a case presentation. Pract Proced Aesthetic Dent. 2006;18:153–158.
30. Guess PC, Strub JR, Steinhart N, Wolkewitz M, Stappert CFJ. All-ceramic partial coverage restorations–midterm results of a 5-year prospective clinical splitmouth study. J Dent. 2009;37:627–637.
31. Legros C, Vanheusden A. All-ceramic peripheral restorations: crowns and bridges. Rev Belge Médecine Dent. 2006;61:30–46.
32. Nakamura T, Wakabayashi K, Kawamura Y, Kinuta S, Mutobe Y, Yatani H. Analysis of internal defects in all-ceramic crowns using micro-focus X-ray computed tomography. Dent Mater J. 2007;26:598–601.
33. Fabbri G, Mancini R, Marinelli V, Ban G. Anterior discolored teeth restored with procera all-ceramic restorations: a clinical evaluation of the esthetic outcome based on the thickness of the core selected. Eur J Esthet Dent. 2011;6:76–86.
34. Tsitrou EA, Northeast SE, van Noort R. Brittleness index of machinable dental materials and its relation to the marginal chipping factor. J Dent. 2007;35:897–902.
35. Fuster-Torres MA, Albalat-Estela S, Alcañiz-Raya M, Peñarrocha-Diago M. CAD/CAM dental systems in implant dentistry: update. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2009;14:E141–E145.

© 2014 John Wiley & Sons Ltd

36. Bergler M, Holst S, Blatz MB, Eitner S, Wichmann M. CAD/CAM and telescopic technology: design options for implant-supported overdentures. Eur J Esthet Dent. 2008;3:66–88.
37. Kurbad A, Ganz S, Kurbad S. CAD/CAM generated all-ceramic primary telescopic prostheses. Int J Comput Dent. 2012;15:237–249.
38. Poticny DJ, Klim J. CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. J Am Dent Assoc. 2010;141(Suppl. 2):5S–9S.
39. Poss S. CAD/CAM restorations: aesthetic all-ceramics, predictable fit. Dent Today. 2007;26:86, 88.
40. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. Aust Dent J. 2011;56(Suppl. 1):97–106.
41. Patroni S, Chiodera G, Caliceti C, Ferrari P. CAD/CAM technology and zirconium oxide with feather-edge marginal preparation. Eur J Esthet Dent. 2010;5:78–100.
42. Cehreli MC, Kökat AM, Akça K. CAD/CAM Zirconia vs. slip-cast glass-infiltrated Alumina/Zirconia all-ceramic crowns: 2-year results of a randomized controlled clinical trial. J Appl Oral Sci. 2009;17:49–55.
43. Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. Dent Mater. 2004;20:655–662.
44. Boushell LW, Ritter AV. Ceramic inlays: a case presentation and lessons learned from the literature. J Esthet Restor Dent. 2009;21:77–87.
45. Mainjot A, Legros C, Vanheusden A. Ceramic posts. Rev Belge Médecine Dent. 2006;61:96–108.
46. Li R, Jiang T, Wang Y, Li S, Cheng X. Clinical evaluation and comparison of porcelain laminate veneers and computer aided design and computer aided manufacture veneers. Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi Zhonghua Kouqiang Yixue Zazhi Chin J Stomatol. 2007;42:330–332.
47. Scotti R, Cardelli P, Baldissara P, Monaco C. Clinical fitting of CAD/CAM zirconia single crowns generated from digital intraoral impressions based on active wavefront sampling. J Dent. 2011. DOI: 10.1016/j.jdent.2011.10.005.
48. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. J Am Dent Assoc. 2006;137(Suppl.):22S–31S.
49. Reich SM, Wichmann M, Rinne H, Shortall A. Clinical performance of large, all-ceramic CAD/CAM-generated restorations after three years: a pilot study. J Am Dent Assoc. 2004;135:605–612.
50. Lin C-L, Chang Y-H, Lin Y-F. Combining structural-thermal coupled field FE analysis and the Taguchi method to evaluate the relative contributions of multi-factors in a premolar adhesive MOD restoration. J Dent. 2008;36:626–636.
51. Karataşli O, Kursoğlu P, Capa N, Kazazoğlu E. Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems. Dent Mater J. 2011;30:97–102.
52. Yilmaz B, Seidt JD, McGlumphy EA, Clelland NL. Comparison of strains for splinted and nonsplinted screw-retained prostheses on short implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011;26:1176–1182.
53. Persson ASK, Andersson M, Odén A, Sandborgh-Englund G. Computer aided analysis of digitized dental stone replicas by dental CAD/CAM technology. Dent Mater. 2008;24:1123–1130.
54. Rudolph H, Luthardt RG, Walter MH. Computer-aided analysis of the influence of digitizing and surfacing on the accuracy in dental CAD/CAM technology. Comput Biol Med. 2007;37:579–587.
55. Abt E. Computer-aided design/ computer-aided manufacturing crown survival rates. Evid Based Dent. 2010;11:25–26.
56. Vanoorbeek S, Vandamme K, Lijnen I, Naert I. Computer-aided designed/computer-assisted manufactured composite resin versus ceramic single-tooth restorations: a 3-year clinical study. Int J Prosthodont. 2010;23:223–230.
57. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. Dent Clin North Am. 2004;48:viii, 531–544.
58. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2004;92:557–562.
59. Schenke F, Federlin M, Hiller K-A, Moder D, Schmalz G. Controlled, prospective, randomized, clinical evaluation of partial ceramic crowns inserted with RelyX Unicem with or without selective enamel etching. 1-year results. Am J Dent. 2010;23:240–246.
60. Schenke F, Federlin M, Hiller K-A, Moder D, Schmalz G. Controlled, prospective, randomized, clinical evaluation of partial ceramic crowns inserted with RelyX Unicem with or without selective enamel etching. Results after 2 years. Clin Oral Investig. 2012;16:451–461.
61. Wassell RW, Walls AWG, Steele JG. Crowns and extracoronal restorations: materials selection. Br Dent J. 2002;192:199–202, 205–211.
62. Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Current status of zirconia-based fixed restorations. J Oral Sci. 2010;52:531–539.
63. Farrugia CP. Custom ceramic posts and cores: an overview of rationale and a new use for a proven technology. Gen Dent. 2008;56:42–50.
64. Qualtrough AJE, Piddock V. Dental ceramics: what's new? Dent Update. 2002;29:25–33.
65. Sannino G, Gloria F, Schiavetti R, Ottria L, Barlattani A. Dental Wings CAD/CAM system precision: an internal and marginal fit sperimental analisys. Oral Implantol. 2009;2:11–20.
66. Wurbs M, Simon JF, Troeltzsch M, Denekas T, Wichmann M, Reich S. Dentist-time expenditure for two different adhesive all-ceramic systems. J Dent. 2006;34:450–453.
67. Rafferty BT, Janal MN, Zavanelli RA, Silva NRFA, Rekow ED, Thompson VP *et al.* Design features of a three-dimensional molar crown and related maximum principal stress. A finite element model study. Dent Mater. 2010;26:156–163.
68. Kelly JR. Developing meaningful systematic review of CAD/CAM reconstructions and fiber-reinforced compos-

© 2014 John Wiley & Sons Ltd

ites. Clin Oral Implants Res. 2007;18(Suppl. 3):205–217.
69. Ebert J, Ozkol E, Zeichner A, Uibel K, Weiss O, Koops U *et al.* Direct inkjet printing of dental prostheses made of zirconia. J Dent Res. 2009;88:673–676.
70. Quaas S, Rudolph H, Luthardt RG. Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. J Dent. 2007;35:903–908.
71. Parsell DE, Anderson BC, Livingston HM, Rudd JI, Tankersley JD. Effect of camera angulation on adaptation of CAD/CAM restorations. J Esthet Dent. 2000;12:78–84.
72. Di Iorio D, Murmura G, Orsini G, Scarano A, Caputi S. Effect of margin design on the fracture resistance of Procera all ceram cores: an in vitro study. J Contemp Dent Pract. 2008;9:1–8.
73. Frankenberger R, Hehn J, Hajtó J, Krämer N, Naumann M, Koch A *et al.* Effect of proximal box elevation with resin composite on marginal quality of ceramic inlays in vitro. Clin Oral Investig. 2013;17:177–183.
74. Mörmann W, Wolf D, Ender A, Bindl A, Göhring T, Attin T. Effect of two self-adhesive cements on marginal adaptation and strength of esthetic ceramic CAD/CAM molar crowns. J Prosthodont. 2009;18:403–410.
75. Ender A, Mörmann WH, Mehl A. Efficiency of a mathematical model in generating CAD/CAM-partial crowns with natural tooth morphology. Clin Oral Investig. 2011;15:283–289.
76. Gaglio MA. Esthetic restorations designed with confidence and predictability. Compend Contin Educ Dent. 2001;22(6 Suppl.):30–34.
77. Bernhart J, Schulze D, Wrbas K-T. Evaluation of the clinical success of Cerec 3D inlays. Int J Comput Dent. 2009;12:265–277.
78. Giannetopoulos S, van Noort R, Tsitrou E. Evaluation of the marginal integrity of ceramic copings with different marginal angles using two different CAD/CAM systems. J Dent. 2010;38:980–986.
79. Jahangiri L, Agosta C, Estafan D. Evaluation of the marginal seal of CEREC 3D restorations using two different luting agents. Gen Dent. 2007;55:117–120.
80. Bonfante EA, Sailer I, Silva NRFA, Thompson VP, Dianne Rekow E, Coelho PG. Failure modes of Y-TZP crowns at different cusp inclines. J Dent. 2010;38:707–712.
81. Lorenzoni FC, Martins LM, Silva NRFA, Coelho PG, Guess PC, Bonfante EA *et al.* Fatigue life and failure modes of crowns systems with a modified framework design. J Dent. 2010;38:626–634.
82. Müller H. FGP technique with Cerec 3D. Int J Comput Dent. 2006;9:333–338.
83. Kumar R, Patil S. Forced orthodontic extrusion and use of CAD/CAM technique for reconstruction of a maxillary central incisor with a severely damaged crown: rehabilitation with a multidisciplinary approach. Gen Dent. 2012;60:e32–e38.
84. Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. J Prosthet Dent. 2006;95:117–123.
85. Griffin JD Jr. Immediate definitive CAD/CAM restoration of a non-submerged implant. Compend Contin Educ Dent. 2005;26:115–116, 118, 120–122 passim; quiz 126–127.
86. Meloni SM, De Riu G, Pisano M, De Riu N, Tullio A. Immediate versus delayed loading of single mandibular molars. One-year results from a randomised controlled trial. Eur J Oral Implantol. 2012;5:345–353.
87. Brown SDK, Payne AGT. Immediately restored single implants in the aesthetic zone of the maxilla using a novel design: 1-year report. Clin Oral Implants Res. 2011;22:445–454.
88. Kodama T. Implant-supported full-mouth reconstruction Malo Implant Bridge. J Calif Dent Assoc. 2012;40:497–508.
89. Donnelly TJ, Burke FJT. In vitro failure of crowns produced by two CAD/CAM systems. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2011;19:111–116.
90. Nakamura T, Nonaka M, Maruyama T. In vitro fitting accuracy of copy-milled alumina cores and all-ceramic crowns. Int J Prosthodont. 2000;13:189–193.
91. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hämmerle CHF. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009;24:850–858.
92. Falcón-Antenucci RM, Pellizzer EP, de Carvalho PSP, Goiato MC, Noritomi PY. Influence of cusp inclination on stress distribution in implant-supported prostheses. A three-dimensional finite element analysis. J Prosthodont. 2010;19:381–386.
93. Rechenberg D-K, Göhring TN, Attin T. Influence of different curing approaches on marginal adaptation of ceramic inlays. J Adhes Dent. 2010;12:189–196.
94. 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;13:333–341.
95. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent. 2005;93:346–355.
96. Magne P, Paranhos MPG, Schlichting LH. Influence of material selection on the risk of inlay fracture during precementation functional occlusal tapping. Dent Mater. 2011;27:109–113.
97. Bornemann G, Lemelson S, Luthardt R. Innovative method for the analysis of the internal 3D fitting accuracy of Cerec-3 crowns. Int J Comput Dent. 2002;5:177–182.
98. Dehghan M, Simon JF, Harrison J. Integrating the CEREC technology at UT College of Dentistry. J Tenn Dent Assoc. 2012;92:19–21.
99. Koller M, Arnetzl GV, Holly L, Arnetzl G. Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/ CAM: customization case study. Int J Comput Dent. 2012;15:159–164.
100. Otto T, Schneider D. Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays: a case series. Int J Prosthodont. 2008;21:53–59.

© 2014 John Wiley & Sons Ltd

101. Zimmer S, Göhlich O, Rüttermann S, Lang H, Raab WHM, Barthel CR. Long-term survival of Cerec restorations: a 10-year study. Oper Dent. 2008;33:484–487.
102. Posselt A, Kerschbaum T. Longevity of 2328 chairside Cerec inlays and onlays. Int J Comput Dent. 2003;6:231–248.
103. Hickel R, Manhart J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. J Adhes Dent. 2001;3:45–64.
104. Tomita S, Shin-Ya A, Gomi H, Matsuda T, Katagiri S, Shin-Ya A *et al.* Machining accuracy of CAD/CAM ceramic crowns fabricated with repeated machining using the same diamond bur. Dent Mater J. 2005;24:123–133.
105. Att W, Hoischen T, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of all-ceramic crowns on implant abutments. Clin Implant Dent Relat Res. 2008;10:218–225.
106. Monaco C, Krejci I, Bortolotto T, Perakis N, Ferrari M, Scotti R. Marginal adaptation of 1 fiber-reinforced composite and 2 all-ceramic inlay fixed partial denture systems. Int J Prosthodont. 2006;19:373–382.
107. Schaefer O, Watts DC, Sigusch BW, Kuepper H, Guentsch A. Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate partial crowns in vitro: a three-dimensional analysis of accuracy and reproducibility. Dent Mater. 2012;28:320–326.
108. Ma Q, Li L, Gu X. Marginal and internal fit of two different zirconium copings fabricated on the implant abutment. Zhongguo Yi Xue Ke Xue Yuan Xue Bao. 2012;34:249–253.
109. Arnetzl G, Pongratz D. Milling precision and fitting accuracy of Cerec Scan milled restorations. Int J Comput Dent. 2005;8:273–281.
110. Tsitrou EA, van Noort R. Minimal preparation designs for single posterior indirect prostheses with the use of the Cerec system. Int J Comput Dent. 2008;11:227–240.
111. Yang SF, Yang LQ, Jin ZH, Guo TW, Wang L, Liu HC. New nano-sized Al_2O_3-BN coating 3Y-TZP ceramic composites for CAD/CAM-produced all-ceramic dental restorations. Part I. Fabrication of powders. Nanomedicine Nanotechnol Biol Med. 2009;5:232–239.
112. Philipp A, Fischer J, Hämmerle CHF, Sailer I. Novel certa-stabilized tetragonal zirconia/alumina nanocomposite as framework material for posterior fixed dental prostheses: preliminary results of a prospective case series at 1 year of function. Quintessence Int. 2010;41:313–319.
113. van der Meulen P, van der Linden W, van Eeden R. Optimal restoration of dental esthetics and function with advanced implant-supported prostheses: a clinical report. J Prosthodont. 2012;21:393–399.
114. Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Naumann M. Parameters affecting retentive force of electroformed double-crown systems. Clin Oral Investig. 2010;14:129–135.
115. Federlin M, Schmidt S, Hiller K-A, Thonemann B, Schmalz G. Partial ceramic crowns: influence of preparation design and luting material on internal adaptation. Oper Dent. 2004;29:560–570.
116. Denissen HW, El-Zohairy AA, van Waas MAJ, Feilzer AJ. Porcelain-veneered computer-generated partial crowns. Quintessence Int. 2002;33:723–730.
117. Poticny D, Conrad R. Predictable aesthetic replacement of a metal-ceramic crown using CAD/CAM technology: a case report. Pract Proced Aesthetic Dent. 2005;17:491–496.
118. Fligor J. Preparation design and considerations for direct posterior composite inlay/onlay restoration. Pract Proced Aesthetic Dent. 2008;20:413–419.
119. McDonald A. Preparation guidelines for full and partial coverage ceramic restorations. Dent Update. 2001;28:84–90.
120. Lops D, Mosca D, Casentini P, Ghisolfi M, Romeo E. Prognosis of zirconia ceramic fixed partial dentures: a 7-year prospective study. Int J Prosthodont. 2012;25:21–23.
121. Boeckler AF, Lee H, Psoch A, Setz JM. Prospective observation of CAD/CAM titanium-ceramic-fixed partial dentures: 3-year follow-up. J Prosthodont. 2010;19:592–597.
122. Bortolotto T, Onisor I, Krejci I. Proximal direct composite restorations and chairside CAD/CAM inlays: marginal adaptation of a two-step self-etch adhesive with and without selective enamel conditioning. Clin Oral Investig. 2007;11:35–43.
123. Ishikawa-Nagai S, Ishibashi K, Tsuruta O, Weber H-P. Reproducibility of tooth color gradation using a computer color-matching technique applied to ceramic restorations. J Prosthet Dent. 2005;93:129–137.
124. Encke BS, Heydecke G, Wolkewitz M, Strub JR. Results of a prospective randomized controlled trial of posterior ZrSiO (4)-ceramic crowns. J Oral Rehabil. 2009;36:226–235.
125. Magne P, Schlichting LH, Paranhos MPG. Risk of onlay fracture during pre-cementation functional occlusal tapping. Dent Mater. 2011;27:942–947.
126. Christensen GJ. Selecting the best abutment for a single implant. J Am Dent Assoc. 2008;139:484–487.
127. Devigus A, Lombardi G. Shading Vita YZ substructures: influence on value and chroma, part I. Int J Comput Dent. 2004;7:293–301.
128. Poticny D. Simplified ceramic restorations using CAD/CAM technologies. Pract Proced Aesthetic Dent. 2004;16:353–358.
129. Bonaudo D, Raimondo C, Rubino G. Single-tooth restorative treatment using an immediate-loading CAD/CAM technique. Int J Comput Dent. 2006;9:321–331.
130. Mehl A, Kunzelmann K-H, Folwaczny M, Hickel R. Stabilization effects of CAD/CAM ceramic restorations in extended MOD cavities. J Adhes Dent. 2004;6:239–245.
131. Knott NJ. Standardising dental processes. Br Dent J. 2009;206:569–570.
132. O'Kray H, Marshall TS, Braun TM. Supplementing retention through crown/preparation modification: an in vitro study. J Prosthet Dent. 2012;107:186–190.
133. Bindl A, Mörmann WH. Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2–5 years. Eur J Oral Sci. 2004;112:197–204.
134. Bär C, Reich S. Telescopically retained removable partial dentures on CAD/CAM generated all-ceramic primary telescopes. Int J Comput Dent. 2008;11:115–130.
135. Herrguth M, Wichmann M, Reich S. The aesthetics of all-ceramic veneered and monolithic CAD/CAM crowns. J Oral Rehabil. 2005;32:747–752.

© 2014 John Wiley & Sons Ltd

136. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. J Am Dent Assoc. 2005;136:1714–1723.
137. Reich S, Hornberger H. The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. J Prosthet Dent. 2002;88:44–49.
138. Snyder MD, Lang BR, Razzoog ME. The efficacy of luting all-ceramic crowns with resin-modified glass ionomer cement. J Am Dent Assoc. 2003;134:609–612.
139. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S *et al.* The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. J Prosthet Dent. 2006;96:237–244.
140. Yoon T-H, Chang W-G. The fabrication of a CAD/CAM ceramic crown to fit an existing partial removable dental prosthesis: a clinical report. J Prosthet Dent. 2012;108:143–146.
141. Kokubo Y, Tsumita M, Kano T, Fukushima S. The influence of zirconia coping designs on the fracture load of all-ceramic molar crowns. Dent Mater J. 2011;30:281–285.
142. Goldstein GR. The longevity of direct and indirect posterior restorations is uncertain and may be affected by a number of dentist-, patient-, and material-related factors. J Evid-Based Dent Pract. 2010;10:30–31.
143. Reich S, Brungsberg B, Teschner H, Frankenberger R. The occlusal precision of laboratory versus CAD/CAM processed all-ceramic crowns. Am J Dent. 2010;23:53–56.
144. Hamakubo Y, Sawase T, Yoshida K, Kamada K, Taira Y, Atsuta M. The physical properties of a machinable resin composite for esthetic restorations. Dent Mater J. 2005;24:24–29.
145. Nakamura T, Usami H, Ohnishi H, Nishida H, Tang X, Wakabayashi K *et al.* The relationship between milling a new silica-doped zirconia and its resistance to low-temperature degradation (LTD): a pilot study. Dent Mater J. 2012;31:106–112.
146. Parel SM. The single-piece milled titanium implant bridge. Dent Today. 2003;22:96–99.
147. Chen S, Zhang Z. Three-year clinical observation and failure analysis of all-ceramic restorations made by chair-side computer aided design and computer aided manufacture system. Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi Zhonghua Kouqiang Yixue Zazhi Chin J Stomatol. 2007;42:337–339.
148. Li W, Swain MV, Li Q, Steven GP. Towards automated 3D finite element modeling of direct fiber reinforced composite dental bridge. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2005;74:520–528.
149. Lin W-S, Harris BT, Morton D. Trial insertion procedure for milled lithium disilicate restorations in the precrystallized state. J Prosthet Dent. 2012;107:59–62.
150. Wrbas K-T, Hein N, Schirrmeister JF, Altenburger MJ, Hellwig E. Two-year clinical evaluation of Cerec 3D ceramic inlays inserted by undergraduate dental students. Quintessence Int. 2007;38:575–581.
151. Fasbinder D. Utilizing lab-based CAD/CAM technology for metal-free ceramic restorations. Dent Today. 2003;22:100–102, 104–105.
152. Koutayas SO, Vagkopoulou T, Pelekanos S, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: part 2. Evidence-based clinical breakthrough. Eur J Esthet Dent. 2009;4:348–380.
153. Schmitt J, Holst S, Wichmann M, Reich S, Gollner M, Hamel J. Zirconia posterior fixed partial dentures: a prospective clinical 3-year follow-up. Int J Prosthodont. 2009;22:597–603.
154. Zafiropoulos G-G, Rebbe J, Thielen U, Deli G, Beaumont C, Hoffmann O. Zirconia removable telescopic dentures retained on teeth or implants for maxilla rehabilitation. Three-year observation of three cases. J Oral Implantol. 2010;36:455–465.
155. Bachhav VC, Aras MA. Zirconia-based fixed partial dentures: a clinical review. Quintessence Int. 2011;42:173–182.
156. Tomita S, Shin-ya A, Gomi H, Shin-ya A, Yokoyama D. Machining accuracy of crowns by CAD/CAM system using TCP/IP: influence of restorative material and scanning condition. Dent Mater J. 2007;26:549–560.
157. Romão W Jr, Miranda WG Jr, Cesar PF, Braga RR. Correlation between microleakage and cement thickness in three Class II inlay ceramic systems. Oper Dent. 2004;29:212–218.
158. Stappert CFJ, Chitmongkolsuk S, Silva NRFA, Att W, Strub JR. Effect of mouth-motion fatigue and thermal cycling on the marginal accuracy of partial coverage restorations made of various dental materials. Dent Mater. 2008;24:1248–1257.
159. Martin N, Jedynakiewicz NM. Interface dimensions of CEREC-2 MOD inlays. Dent Mater. 2000;16:68–74.
160. Wang WC, McDonald A, Petrie A, Setchell D. Interface dimensions of CEREC-3 MOD onlays. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2007;15:183–189.
161. Addi S, Hedayati-Khams A, Poya A, Sjögren G. Interface gap size of manually and CAD/CAM-manufactured ceramic inlays/onlays in vitro. J Dent. 2002;30:53–58.
162. Vanlioglu BA, Evren B, Yildiz C, Uludamar A, Ozkan YK. Internal and marginal adaptation of pressable and computer-aided design/computer-assisted manufacture onlay restorations. Int J Prosthodont. 2012;25:262–264.
163. Chaysuwan D, Sirinukunwattana K, Kanchanatawewat K, Heness G, Yamashita K. Machinable glass-ceramics forming as a restorative dental material. Dent Mater J. 2011;30:358–367.
164. Denissen H, Dozić A, van der Zel J, van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. J Prosthet Dent. 2000;84:506–513.
165. Reich S, Gozdowski S, Trentzsch L, Frankenberger R, Lohbauer U. Marginal fit of heat-pressed vs. CAD/CAM processed all-ceramic onlays using a milling unit prototype. Oper Dent. 2008;33:644–650.
166. Keshvad A, Hooshmand T, Asefzadeh F, Khalilinejad F, Alihemmati M, Van Noort R. Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques. J Prosthodont. 2011;20:535–540.

© 2014 John Wiley & Sons Ltd

167. Sato K, Matsumura H, Atsuta M. Relation between cavity design and marginal adaptation in a machine-milled ceramic restorative system. J Oral Rehabil. 2002;29:24–27.
168. Estafan D, Dussetschleger F, Agosta C, Reich S. Scanning electron microscope evaluation of CEREC II and CEREC III inlays. Gen Dent. 2003;51:450–454.
169. Lin T-M, Liu P-R, Ramp LC, Essig ME, Givan DA, Pan Y-H. Fracture resistance and marginal discrepancy of porcelain laminate veneers influenced by preparation design and restorative material in vitro. J Dent. 2012;40:202–209.
170. Aboushelib MN, Elmahy WA, Ghazy MH. Internal adaptation, marginal accuracy and microleakage of a pressable versus a machinable ceramic laminate veneers. J Dent. 2012;40:670–677.
171. De Vico G, Ottria L, Bollero P, Bonino M, Cialone M, Barlattani A Jr *et al.* Aesthetic and functionality in fixed prosthodontic: sperimental and clinical analysis of the CAD-CAM systematic 3Shape. Oral Implantol. 2008;1:104–115.
172. Matta RE, Schmitt J, Wichmann M, Holst S. Circumferential fit assessment of CAD/CAM single crowns–a pilot investigation on a new virtual analytical protocol. Quintessence Int. 2012;43:801–809.
173. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. J Dent. 2010;38:553–559.
174. Kokubo Y, Nagayama Y, Tsumita M, Ohkubo C, Fukushima S, Vult von Steyern P. Clinical marginal and internal gaps of In-Ceram crowns fabricated using the GN-1 system. J Oral Rehabil. 2005;32:753–758.
175. Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Naumann M. Effect of preparation angles on the precision of zirconia crown copings fabricated by CAD/CAM system. Dent Mater J. 2008;27:814–820.
176. Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y, Ozawa A, Kobayashi Y, Fujishima A *et al.* Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks. Dent Mater J. 2007;26:820–826.
177. Colpani JT, Borba M, Della Bona A. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. Dent Mater. 2013;29:174–180.
178. Martínez-Rus F, Suárez MJ, Rivera B, Pradíes G. Evaluation of the absolute marginal discrepancy of zirconia-based ceramic copings. J Prosthet Dent. 2011;105:108–114.
179. Bindl A, Mörmann WH. Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro. Int J Periodontics Restorative Dent. 2007;27:567–575.
180. Grenade C, Mainjot A, Vanheusden A. Fit of single tooth zirconia copings: comparison between various manufacturing processes. J Prosthet Dent. 2011;105:249–255.
181. Castillo Oyagüe R, Sánchez-Jorge MI, Sánchez Turrión A. Influence of CAD/CAM scanning method and tooth-preparation design on the vertical misfit of zirconia crown copings. Am J Dent 2010;23:341–346.
182. Iwai T, Komine F, Kobayashi K, Saito A, Matsumura H. Influence of convergence angle and cement space on adaptation of zirconium dioxide ceramic copings. Acta Odontol Scand. 2008;66:214–218.
183. Son Y-H, Han C-H, Kim S. Influence of internal-gap width and cement type on the retentive force of zirconia copings in pullout testing. J Dent. 2012;40:866–872.
184. Yüksel E, Zaimoğlu A. Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. Braz Oral Res. 2011;25:261–266.
185. Beuer F, Aggstaller H, Richter J, Edelhoff D, Gernet W. Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. Quintessence Int. 2009;40:243–250.
186. Hmaidouch R, Neumann P, Mueller W-D. Influence of preparation form, luting space setting and cement type on the marginal and internal fit of CAD/CAM crown copings. Int J Comput Dent. 2011;14:219–226.
187. Witkowski S, Komine F, Gerds T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. J Prosthet Dent. 2006;96:47–52.
188. Korkut L, Cotert HS, Kurtulmus H. Marginal, internal fit and microleakage of zirconia infrastructures: an in-vitro study. Oper Dent. 2011;36:72–79.
189. Komine F, Iwai T, Kobayashi K, Matsumura H. Marginal and internal adaptation of zirconium dioxide ceramic copings and crowns with different finish line designs. Dent Mater J. 2007;26:659–664.
190. Souza ROA, Özcan M, Pavanelli CA, Buso L, Lombardo GHL, Michida SMA *et al.* Marginal and internal discrepancies related to margin design of ceramic crowns fabricated by a CAD/CAM system. J Prosthodont. 2012;21:94–100.
191. Bindl A, Mörmann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. J Oral Rehabil. 2005;32:441–447.
192. Torabi Ardekani K, Ahangari AH, Farahi L. Marginal and internal fit of CAD/CAM and slip-cast made zirconia copings. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects. 2012;6:42–48.
193. 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.
194. Rinke S, Fornefett D, Gersdorff N, Lange K, Roediger M. Multifactorial analysis of the impact of different manufacturing processes on the marginal fit of zirconia copings. Dent Mater J. 2012;31:601–609.
195. Coli P, Karlsson S. Precision of a CAD/CAM technique for the production of zirconium dioxide copings. Int J Prosthodont. 2004;17:577–580.
196. 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.
197. Pilathadka S, Slezák R, Srinivasan V, Ivancáková R. Precision of marginal adaptation of the incisor and molar Procera allceram crown copings. Prague Med Rep. 2008; 109:71–82.
198. Alghazzawi TF, Liu P-R, Essig ME. The effect of different fabrication steps on the marginal adaptation of two types

© 2014 John Wiley & Sons Ltd

of glass-infiltrated ceramic crown copings fabricated by CAD/CAM technology. J Prosthodont. 2012;21:167–172.
199. Moldovan O, Luthardt RG, Corcodel N, Rudolph H. Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings. Dent Mater. 2011;27:1273–1278.
200. Rungruanganunt P, Kelly JR, Adams DJ. Two imaging techniques for 3D quantification of pre-cementation space for CAD/CAM crowns. J Dent. 2010;38:995–1000.
201. Al-Rabab'ah MA, Macfarlane TV, McCord JF. Vertical marginal and internal adaptation of all-ceramic copings made by CAD/CAM technology. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2008;16:109–115.
202. Krasanaki M-E, Pelekanos S, Andreiotelli M, Koutayas S-O, Eliades G. X-ray microtomographic evaluation of the influence of two preparation types on marginal fit of CAD/CAM alumina copings: a pilot study. Int J Prosthodont. 2012;25:170–172.
203. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JFL. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. J Prosthet Dent. 2009;102:378–384.
204. Vigolo P, Fonzi F. An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. J Prosthodont. 2008;17:621–626.
205. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona Á. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. Dent Mater. 2011;27:1119–1126.
206. Reich S, Kappe K, Teschner H, Schmitt J. Clinical fit of four-unit zirconia posterior fixed dental prostheses. Eur J Oral Sci. 2008;116:579–584.
207. Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hämmerle CHF. Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. Eur J Oral Sci. 2008;116:272–279.
208. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JFL. Comparative analysis of two measurement methods for marginal fit in metal-ceramic and zirconia posterior FPDs. Int J Prosthodont. 2009;22:374–377.
209. Kohorst P, Junghanns J, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M. Different CAD/CAM-processing routes for zirconia restorations: influence on fitting accuracy. Clin Oral Investig. 2011;15:527–536.
210. Oyagüe RC, Sánchez-Jorge MI, Sánchez Turrión A. Evaluation of fit of zirconia posterior bridge structures constructed with different scanning methods and preparation angles. Odontol Soc Nippon Dent Univ. 2010;98:170–172.
211. Kohorst P, Brinkmann H, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M. Influence of the veneering process on the marginal fit of zirconia fixed dental prostheses. J Oral Rehabil. 2010;37:283–291.
212. Komine F, Gerds T, Witkowski S, Strub JR. Influence of framework configuration on the marginal adaptation of zirconium dioxide ceramic anterior four-unit frameworks. Acta Odontol Scand. 2005;63:361–366.
213. Castillo de Oyagüe R, Sánchez-Jorge MI, Sánchez Turrión A, Monticelli F, Toledano M, Osorio R. Influence of CAM vs. CAD/CAM scanning methods and finish line of tooth preparation in the vertical misfit of zirconia bridge structures. Am J Dent. 2009;22:79–83.
214. Kohorst P, Brinkmann H, Li J, Borchers L, Stiesch M. Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems. Eur J Oral Sci. 2009;117:319–325.
215. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. J Prosthet Dent. 2009;101:239–247.
216. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. Dent Mater. 2009;25:94–102.
217. Beuer F, Neumeier P, Naumann M. Marginal fit of 14-unit zirconia fixed dental prosthesis retainers. J Oral Rehabil. 2009;36:142–149.
218. Beuer F, Naumann M, Gernet W, Sorensen JA. Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses. Clin Oral Investig. 2009;13:343–349.
219. Cook KT, Fasbinder DJ. Accuracy of CAD/CAM crown fit with infrared and LED cameras. Int J Comput Dent. 2012;15:315–326.
220. Biscaro L, Bonfiglioli R, Soattin M, Vigolo P. An in vivo evaluation of fit of zirconium-oxide based ceramic single crowns, generated with two CAD/CAM systems, in comparison to metal ceramic single crowns. J Prosthodont. 2013;22:36–41.
221. Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Hüls 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.
222. Bindl A, Mörmann WH. Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. Eur J Oral Sci. 2003;111:163–169.
223. Euán R, Figueras-Álvarez O, Cabratosa-Termes J, Brufau-de Barberà M, Gomes-Azevedo S. Comparison of the marginal adaptation of zirconium dioxide crowns in preparations with two different finish lines. J Prosthodont. 2012;21:291–295.
224. May LG, Kelly JR, Bottino MA, Hill T. Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: multi-physics FEA modeling and monotonic testing. Dent Mater. 2012;28:e99–e109.
225. Quante K, Ludwig K, Kern M. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. Dent Mater. 2008;24:1311–1315.
226. Tsitrou EA, Northeast SE, van Noort R. Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. J Dent. 2007;35:68–73.
227. Ural C, Burgaz Y, Saraç D. In vitro evaluation of marginal adaptation in five ceramic restoration fabricating techniques. Quintessence Int. 2010;41:585–590.

© 2014 John Wiley & Sons Ltd

228. Nakamura T, Tanaka H, Kinuta S, Akao T, Okamoto K, Wakabayashi K *et al.* In vitro study on marginal and internal fit of CAD/CAM all-ceramic crowns. Dent Mater J. 2005;24:456–459.
229. Martínez-Rus F, Suárez MJ, Rivera B, Pradíes G. Influence of CAD/CAM systems and cement selection on marginal discrepancy of zirconia-based ceramic crowns. Am J Dent. 2012;25:67–72.
230. Mou S-H, Chai T, Wang J-S, Shiau Y-Y. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. J Prosthet Dent. 2002;87:248–255.
231. Pak H-S, Han J-S, Lee J-B, Kim S-H, Yang J-H. Influence of porcelain veneering on the marginal fit of Digident and Lava CAD/CAM zirconia ceramic crowns. J Adv Prosthodont. 2010;2:33–38.
232. Martins LM, Lorenzoni FC, de Melo AO, de Silva LM, de Oliveira JLG, de Oliveira PCG *et al.* Internal fit of two all-ceramic systems and metal-ceramic crowns. J Appl Oral Sci. 2012;20:235–240.
233. Han H-S, Yang H-S, Lim H-P, Park Y-J. Marginal accuracy and internal fit of machine-milled and cast titanium crowns. J Prosthet Dent. 2011;106:191–197.
234. Akbar JH, Petrie CS, Walker MP, Williams K, Eick JD. Marginal adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs. J Prosthodont. 2006;15:155–163.
235. Romeo E, Iorio M, Storelli S, Camandona M, Abati S. Marginal adaptation of full-coverage CAD/CAM restorations: in vitro study using a non-destructive method. Minerva Stomatol. 2009;58:61–72.
236. Lee K-B, Park C-W, Kim K-H, Kwon T-Y. Marginal and internal fit of all-ceramic crowns fabricated with two different CAD/CAM systems. Dent Mater J. 2008;27:422–426.
237. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. Int J Prosthodont. 2003;16:244–248.
238. Reich S, Uhlen S, Gozdowski S, Lohbauer U. Measurement of cement thickness under lithium disilicate crowns using an impression material technique. Clin Oral Investig. 2011;15:521–526.
239. Renne W, McGill ST, Forshee KV, DeFee MR, Mennito AS. Predicting marginal fit of CAD/CAM crowns based on the presence or absence of common preparation errors. J Prosthet Dent. 2012;108:310–315.
240. Tao J, Han D. The effect of finish line curvature on marginal fit of all-ceramic CAD/CAM crowns and metal-ceramic crowns. Quintessence Int. 2009;40:745–752.
241. Seo D, Yi Y, Roh B. The effect of preparation designs on the marginal and internal gaps in Cerec3 partial ceramic crowns. J Dent. 2009;37:374–382.
242. D'Arcy BL, Omer OE, Byrne DA, Quinn F. The reproducibility and accuracy of internal fit of Cerec 3D CAD/CAM all ceramic crowns. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2009;17:73–77.
243. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. Eur J Oral Sci. 2005;113:174–179.
244. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. Oper Dent. 2001;26:367–374.
245. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JFL. Marginal fit of Zirconia posterior fixed partial dentures. Int J Prosthodont. 2008;21:398–399.
246. Coli P, Karlsson S. Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. Int J Prosthodont. 2004;17:59–64.
247. Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns–validation of the silicone replica method. J Oral Rehabil. 2008;35:116–122.
248. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. J Prosthet Dent. 1989;62:405–408.

Correspondence: O. Fromentin, Biomaterials and Interfaces Research Unit (URB2I – E4462), Faculty of Dentistry, Paris Descartes, Sorbonne Paris Cité, 1, rue Maurice Arnoux, 92120 Montrouge, France. E-mail: olivier.fromentin@univ-paris-diderot.fr

© 2014 John Wiley & Sons Ltd

Annexe 2: RI2

SCIENCE
Copyright by Quintessence
Not for Publication

Philippe Boitelle

P. Boitelle[a], L. Tapie[b], B. Mawussi[c], O. Fromentin[d]

3D fitting accuracy evaluation of CAD/CAM copings – comparison with spacer design settings

Evaluation 3D de l'exactitude de l'adaptation de chapes fabriquées par CFAO – Comparaison avec les valeurs de paramétrage du joint

Résumé

Contexte: La qualité des systèmes de CFAO est liée à leurs caractéristiques techniques et à leur fiabilité dans la fabrication des restaurations conçues. Le but de cette étude est de comparer la qualité de l'adaptation des chapes en zircone fabriquées avec différents systèmes de CFAO et leur aptitude à se conformer aux paramétrages préétablis du hiatus dento-prothétique.

Méthodes: Soixante chapes en zircone ont été fabriquées à partir de trois systèmes de CFAO, avec leurs valeurs du hiatus dans les zones marginales, axiales et occlusales fixées selon les recommandations des fabricants. La technique d'acquisition optique 3D appelée triple-scan a été utilisée pour réaliser une cartographie du hiatus et pour analyser l'exactitude du hiatus obtenu dans les zones marginales et axiales. La fiabilité de la méthode de mesure 3D a été estimée à l'aide de la corrélation intra-classe et des coefficients de répétabilité. Les résultats des évaluations du hiatus des différentes chapes ont été analysés sur le plan statistique

Abstract

Objectives: The accuracy of computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) systems is linked to their technical characteristics and reliability for manufacturing the restoration designed. The aim of this study was to compare the accuracy of fit of zirconia copings manufactured with different CAD/CAM systems and their capacity to conform to pre-established spacer design settings.

Methods: Sixty zirconia copings were manufactured by three CAD/CAM systems, with their spacers set as recommended by their manufacturer on occlusal, axial, and marginal surfaces. The 3D triple-scan optical technique was used to obtain a fit mapping and to analyze the marginal and axial accuracy of fit. The reliability of the 3D measurement method was estimated using intraclass correlation and repeatability coefficients. The preparation coping interface width results were statistically analyzed using non-parametric analysis (Kruskal-Wallis, one-way ANOVA, and Wilcoxon signed-rank tests) ($P < 0.05$).

a Philippe Boitelle, DDS, Prosthodontics Department, Faculty of dental surgery, Lille Nord de France University, France

b Laurent Tapie, PhD, Dr.-ing, Faculty of mechanical engineering, Paris 13 University, Sorbonne Paris Cité University consortium, France

c Bernardin Mawussi, PhD, Pr.-ing, Faculty of mechanical engineering, Paris 13 University, Sorbonne Paris Cité University consortium, France

d Olivier Fromentin, DDS, PhD, Prosthodontic Department, Faculty of dental surgery Paris Diderot University, Sorbonne Paris Cité-Hospital Rothschild (AP-HP), France

additional all: URB2i – Dental Materials Faculty of dental surgery, Paris Descartes University, France

Copyright © Not for Publication Quintessence

Results: The repeatability coefficient was 6, 8, and 15 µm for axial, marginal, and occlusal interface width measurements, respectively. For the three systems tested, no differences were found in the marginal area of the copings studied, with a mean fitting accuracy ranging from 54.3 to 66.6 µm interface width. Statistically significant differences between groups were observed for the fitting accuracy measured in axial and occlusal areas. With the spacers set in the different areas, mean fit measurements of the zirconia copings were significantly larger, with an increased fit width ranging from 30 to 73 µm.

Significance: The three CAD/CAM systems evaluated allowed similar marginal accuracy but failed to reproduce the pre-established spacer parameters, with larger spacing showing throughout.

Keywords: *3D accuracy of evaluation, accuracy of fit, CAD/CAM, dental prostheses, design parameters*

Introduction

The manufacture of computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) ceramic prostheses provides a suitable alternative for satisfying patients' esthetic demands and should also ensure the longevity of prosthetic restorations without metal substructures.[1,2] The rapid emergence of CAD/CAM systems with as yet limited clinical feedback calls for the development of relevant assessment protocols to ensure dental prosthesis quality.[3-5]

In prosthodontics, quality assessment is considered on the basis of the marginal and internal accuracy of fit of fixed restorations. These key criteria for prosthesis quality have been reported in several trials.[6,7] Thus, it appears necessary to minimize marginal gap to avoid gingival irritation, cement dissolution, recurrent caries, and marginal discoloration.[8-11] In addition, accurate internal fit should permit the enhancement of the mechanical behavior of crowns in terms of retention and fracture resistance.[12] Moreover, the best mechanical properties of glass ionomers and the conventional assembly materials used are obtained with a thickness not exceeding 25 µm, according to ISO specification No. 7489:1986.[13,14] Whereas the literature states that an interface width smaller

grâce à une analyse non paramétrique (Kruskal-Wallis, one-way ANOVA, et le test de rang de Wilcoxon) ($P < 0,05$).

Résultats: Le coefficient de reproductibilité est de 6, 8 et 15 µm, respectivement pour les évaluations des hiatus axiaux, marginaux et occlusaux. Pour les trois systèmes testés, aucune différence n'a été trouvée dans la zone marginale des chapes étudiées, avec une précision de l'adaptation moyenne allant de 54,3 à 66,6 µm. Des différences statistiquement significatives entre les groupes ont été observées entre les hiatus mesurés dans les zones axiales et occlusales. La moyenne des valeurs du hiatus dans les différentes zones d'intérêt des chapes en zircone est significativement plus grande que le paramétrage du hiatus fixé avec une augmentation par rapport au hiatus mesuré allant de 30 à 73 µm.

Signification: Les trois systèmes de CFAO évalués présentent des exactitudes similaires dans la zone marginale. Cependant, la reproduction des paramètres préétablis n'a pas été réalisée car la valeur du hiatus mesuré leur était systématiquement supérieure.

Mots-clés: *Exactitude de l'évaluation 3D, Précision de l'adaptation, CFAO, Prothèses dentaires, Paramètres de conception.*

Introduction

La fabrication de prothèses en céramique par des procédés de CFAO est une alternative appropriée satisfaisant les demandes esthétiques des patients tout en assurant également la pérennité des reconstitutions prothétiques sans armature métallique[1,2]. L'émergence rapide des systèmes de CFAO implique un suivi clinique et demande l'élaboration de protocoles d'évaluation pertinents afin d'assurer le contrôle de la qualité des prothèses dentaires fabriquées[3,5].

En odontologie prothétique, l'évaluation de la qualité de la reconstitution s'appuie sur celle de l'adaptation marginale et interne de la prothèse fixée. Ces critères clés pour la qualité de la reconstitution ont été étudiés dans plusieurs travaux[6,7]. Ainsi, il semblerait nécessaire de minimiser le hiatus marginal afin d'éviter l'irritation gingivale, la dissolution du ciment, les caries secondaires et la coloration de la gencive marginale[8-11]. En outre, le contrôle de l'aménagement du hiatus interne devrait permettre l'amélioration du comportement mécanique des reconstitutions en termes de rétention et de résistance à la fracture[12]. Cependant, les propriétés mécaniques optimales des verres ionomères, matériaux d'assemblage classiquement

SCIENCE Copyright by Quintessence Not for Publication

utilisés, sont obtenus avec une épaisseur n'excédant pas [25] microns, selon la norme ISO N°: 7489: 1986[13,14]. Bien que la littérature mette en évidence qu'un hiatus inférieur à 80 µm soit très difficilement détectable cliniquement[4], plusieurs experts universitaires et cliniciens se sont accordés sur une valeur cliniquement acceptable du hiatus marginal qui serait comprise entre 100 et 120 µm[15-18].

Certaines publications ont rapporté les niveaux d'adaptation de chapes de couronnes fabriquées en utilisant des systèmes de CFAO et des matériaux différents avec un hiatus marginal variant de 10 à 110 µm[19-21]. Dans une étude récente, on note que 95% des hiatus marginaux mesurés étaient inférieurs à 120 µm[21]. La valeur mesurée du hiatus marginal interne dans la zone axiale se situerait entre 23 et 154 µm dans certains travaux[22,23] et entre 45 et 219 µm dans d'autre travaux[24,25] dans la zone occlusale des chapes étudiées. Ces résultats montrent une importante variabilité de la valeur mesurée du hiatus à travers ces études avec des écart-types pouvant atteindre parfois jusqu'à 50% de la valeur moyenne de l'adaptation. Ces différences pourraient être directement liées aux méthodes d'évaluation utilisées et particulièrement à la validité des protocoles de mesure utilisés.

Les méthodes d'évaluation des hiatus marginal et interne développées pour les prothèses fixées fabriquées par les techniques traditionnelles ont été modifiées et adaptées aux prothèses fabriquées par CFAO[31]. L'évaluation en deux dimensions peut être réalisée à partir de mesures sur des sections transversales de prothèses scellées ou de répliques en élastomère siliconé de l'espace dédié au ciment de scellement[2,3,25,29,32-44]. Toutefois, la fiabilité des données obtenues est affectée par des biais de dispersions géométriques produites par la viscosité ainsi que par les variations dimensionnelles liées au frittage du matériau: les axes et les plans de mesure ne sont pas identiques dans chaque protocole, ce qui induit des incertitudes intrinsèques au système de mesure employé et affecte les mesures enregistrées. En outre, les méthodes 2D fournissent des informations limitées sur l'exactitude réelle de l'adaptation en utilisant de 4 à 350 points de mesure et certains auteurs soulignant la mauvaise reproductibilité de ces méthodes[29,45-47]. C'est pourquoi, selon Laurent M. et al.[31], il n'existerait pas de méthode validée d'évaluation quantitative et les différentes techniques décrites pour mesurer l'exactitude de l'adaptation des prothèses seraient «généralement empiriques».

Une récente analyse de la littérature montre l'existence de méthodes d'évaluation 3D pour des prothèses fabriquées par CFAO qui fourniraient des informations plus

than 80 µm is very difficult to detect clinically,[4] several academic experts and clinical practitioners have agreed to clinically accept marginal interface widths ranging between 100 and 120 µm.[15-18]

Some publications have reported the fitting accuracy of crown copings made using different CAD/CAM systems and different materials with a marginal interface width ranging from 10 to 110 µm.[19-21] In a recent review, 95% of the marginal interface widths measured were less than 120 µm.[21] Of the copings studied, the internal fitting accuracy measured in the axial area ranged between 23 and 154 µm,[22,23] and between 45 and 219 µm[24,25] in the occlusal area. These results show considerable variability between these studies of measured interface width and standard deviation, sometimes by more than 50% of mean fitting accuracy.[26-30] These differences could be directly linked to the various methods used and the varying robustness of quantitative assessment.

The marginal and internal interface width evaluation methods developed for fixed prosthodontics fabricated using the traditional technique have been modified and adapted for CAD/CAM prostheses.[31] Two-dimensional (2D) measurements were conducted by taking measured data from cross-sections of cemented prostheses, or by measuring silicone replicas of the cement space.[2,3,25,29,32-44] However, the reliability of the data obtained was affected by biased geometrical dispersions occurring due to the viscosity and retraction of materials: axes and planes of measurements were not similar in each protocol, leading to intrinsic uncertainties on the measurement systems chosen and affecting the measured data recovered. Moreover, these 2D methodologies provided limited information on the real accuracy of fit, with 4 to 350 measurement points at most; some authors have pointed out the method's poor reproducibility.[29,45-47] Consequently, according to Laurent et al,[31] there are no validated methods for measuring the fitting accuracy of prostheses, and the different techniques described are "generally empirical."

A recent analysis of the literature reports the existence of three-dimensional (3D) evaluation methodologies for CAD/CAM prostheses that provide more meaningful information. 3D measurements are performed with different optical measuring principles: laser videography of a silicone layer interposed between the prosthesis and the master cast or die;[48] light transmission tomography of replica layer thickness;[19] X-ray transmission micro-computerized tomography with or without interposition material assembly;[49-53] and optical laser scanning (triangulated laser scanning or

Copyright © Not for Publication Quintessence

stereovision laser scanning). Each 3D evaluation methodology provides 3D-measured data representation (prepared teeth or replicas, corresponding prostheses, their assembly, or a polyvinyl siloxane film). Specific algorithms allowed the processing of 3D interface width virtual representation by superimposing STL files associated with measured data.[26,54-56] Unlike other longer and more fastidious protocols, the optical laser scanning method associated with computerized data processing allows for faster and repeatable 3D measurements.

The configuration of the spacer set between the prepared tooth and the copings fabricated by CAD/CAM technology influence accuracy of fit. Some authors have shown the consequences of variations of spacer parameters on marginal interface width.[20,46,57-60] To reduce sources of error and inaccuracy, specific design parameter settings are recommended by manufacturers according to the material and restoration produced by specific CAD/CAM systems.[57,61,62] The ability to reproduce these parameters in the restoration is a crucial element for ensuring the accuracy of a CAD/CAM system.

The purpose of this study was to compare the interface width parameters of zirconia copings manufactured with three CAD/CAM systems and their capacity to conform to pre-established spacer design settings. The CAD/CAM systems were evaluated by testing two null hypotheses: 1) There are no differences in the internal and marginal interface widths between the three systems; and 2) There was no difference between the interface width measured and the interface width parameters set for each system.

Methods and materials

Tooth preparation

An acrylic model with a right maxillary first molar and a left maxillary first premolar (ANKA-4 ZE, Frasaco GmbH, Tettnang, Germany) was prepared with diamond rotary cutting instruments (Set LDO211B, Gebr. Brasseler GmbH & CO. KG, Lemgo, Germany) to receive a full ceramic crown. A silicone index was used to ensure identical tooth reduction. The marginal design consisted of a 1.5-mm circular reduction with a chamfer finish line. A 2-mm occlusal height reduction was prepared, and all the sharp angles of the preparation were rounded. Three impressions of the complete model jaws were made with a low viscosity silicone (Express 2 Penta Putty soft ultra-light, 3M Company, St Paul, USA) and heavy body silicone (Express 2 Penta Putty, 3M Company, St Paul,

significatives. Les mesures en 3D peuvent être réalisées avec différentes techniques de mesures optiques: la vidéographie laser d'une réplique en élastomère siliconé interposée entre la prothèse et son modèle positif unitaire ou *die*[48]; la transmission de lumière à travers une réplique en élastomère[19]; la microtomographie Rx avec ou sans interposition de matériaux d'assemblage[49-53]; l'acquisition par un scanner laser optique (acquisition laser par triangulation ou par stéréovision). Chaque méthode d'évaluation 3D fournit des représentations 3D des données mesurées (des dents ou des répliques, des prothèses correspondantes, de leurs assemblages ou d'un film d'élastomère). Des algorithmes spécifiques permettent ensuite de réaliser une représentation 3D de ces éléments numérisés en superposant leurs fichiers STL. Contrairement à d'autres protocoles plus longs et plus fastidieux, la méthode d'acquisition laser optique associée à un traitement de données informatisées permettrait des mesures 3D plus faciles et plus fiables.

Le paramétrage de l'espacement situé entre la dent préparée et les chapes fabriquées par les technologies CFAO influence l'exactitude de l'adaptation. Certains auteurs ont montré les conséquences de la variation des paramètres de l'espacement sur la valeur du hiatus marginal[20,46,57-60]. Pour réduire les sources d'erreurs et les inexactitudes, un réglage des paramètres spécifiques de conception est recommandé en fonction du matériau et de la reconstitution fabriquée par le système de CFAO[57,61,62]. La capacité à reproduire ces paramètres sur la reconstitution est un élément crucial assurant l'exactitude du système CFAO.

Le but de cette étude est de comparer le hiatus de chapes en zircone fabriquées avec trois systèmes de CFAO et leur capacité à se conformer aux paramètres préétablis du hiatus dento-prothétique. Les systèmes de CFAO ont été évalués en testant deux hypothèses nulles: (a) il n'y aurait pas de différences entre les hiatus marginaux et internes des trois systèmes CFAO, et (b) il n'y aurait aucune différence entre le hiatus mesuré et les paramètres du hiatus définis dans chaque système.

Materiel et Methode

Préparation des dents

Une première molaire droite et une première prémolaire gauche en ivoirine d'un modèle maxillaire (ANKA-4 ZE, Frasaco GmbH; Tettnang, Allemagne) ont été préparées avec des fraises diamantées (Set LDO211B;. Gebr Brasse-

SCIENCE Not for Publication Quintessence

ler GmbH & CO KG;. Lemgo, Allemagne) afin de recevoir une couronne entièrement composée en céramique. Un guide en silicone a été utilisé pour assurer une réduction identique des dents. Le profil marginal est composé d'une réduction périphérique de 1,5 mm avec une ligne de finition de type chanfrein. Une réduction occlusale de 2 mm a été préparée et tous les angles vifs de la préparation ont été arrondis.

Trois empreintes u modèles préparé ont été faites avec un silicone de faible viscosité (ExpressTM 2 PentaTM Putty soft ultra-light, 3M Company, St Paul, États-Unis) et silicone de haute viscosité (ExpressTM 2 PentaTM Putty, 3M Company, St Paul, États-Unis), puis moulées avec un plâtre extra-dur (Gibraltar Resin Die Stone; Henry Schein, Melville, États-Unis) pour produire le modèle de travail et les modèles positifs unitaires (MPU). Le plâtre a été sélectionné car il peut être employé, selon les instructions du fabricant, avec tous les lecteurs optiques utilisés dans cette étude. Ces moulages en plâtre ont été divisés en trois groupes de production. Le premier groupe, appelé groupe C (groupe du système Cerec-inLab), était composé du scanner inEos Blue, du logiciel inLab 3D (version 3.8x) et de la machine d'usinage CEREC MC XL InLab (Sirona Dental Systems GmbH). Le deuxième groupe, appelé groupe Zm (groupe du système Dental Wings / Wieland ZENOTEC mini), était constitué du scanner 7series, du logiciels DWOS 3.1.0 (Dental Wings inc) et de la machine d'usinage Wieland ZENOTEC mini (Wieland Dental + Technik GmbH & Co. KG). Le troisième groupe, appelé groupe ZT (groupe du système Dental Wings / Wieland ZENOTEC T1), était composé du scanner 7series, du logiciels DWOS 3.1.0 (Dental Wings inc) et de la machine d'usinage Wieland ZENOTEC T1 (Wieland Dental + Technik GmbH & Co. KG). Dix chapes de couronnes pour chaque MPU (soit 20 chapes pour chaque modèle complet en plâtre) ont été fabriquées à partir de zircone pré-frittée: Vita InCeram YZ pour le groupe C et ZENOTEC Zr Bridge (Wieland Dental + Technik GmbH & Co. KG) pour les groupes Zm et Zt. Un total de 60 chapes zircone pour couronne céramo-céramique a été fabriqué par un technicien de laboratoire dentaire expert du système utilisé.

Fabrication des chapes en zircone

Dans le groupe C, la production des chapes a été réalisée en plusieurs étapes. Chaque MPU a été scanné avec Cerec inEos Blue. Le MPU numérisé a permis avec le logiciel de CAO 3D inLab® de concevoir la reconstitution. Cette pro-

USA), then cast in extra hard stone (Gibraltar Resin Die Stone, Henry Schein, Melville, USA) to produce the working cast and die. The stone was selected according to the manufacturer's instructions and implemented with all the optical scanners used in this study. These master casts were divided into three CAD/CAM production groups. The first group, called group C (Cerec inLab system group), was composed of an inEos Blue scanner, inLab 3D software (version 3.8X), and a Cerec InLab MC XL milling machine (Sirona Dental Systems GmbH). The second group, called group Zm (Dental Wings/ Wieland Zenotec mini system group), consisted of a 7Series scanner, DWOS 3.1.0 software (Dental Wings Inc.) and a Wieland Zenotec mini milling machine (Wieland Dental + Technik GmbH & Co. KG). The third group, called group Zt (Dental Wings/Wieland Zenotec T1 system group), was composed of a 7Series scanner, DWOS 3.1.0 software (Dental Wings Inc.), and a Wieland Zenotec T1 milling machine (Wieland Dental + Technik GmbH & Co. KG). Ten crown copings for each die (ie, 20 copings for each master cast) were fabricated from zirconia blanks: Vita In-Ceram YZ for group C, and Zenotec Zr Bridge (Wieland Dental + Technik GmbH & Co. KG) for groups Zm and Zt. A total of 60 crown copings were manufactured by a dental technician skilled in the system used.

Zirconia coping fabrication

In group C, coping production was performed in several steps. Each die was scanned using the Cerec inEos Blue scanner. The digitized die was transferred to the inLab 3D CAD software to design the restoration. This virtual design procedure was completely automated in the system. For the zirconia copings, the software parameters were default parameters set to 20 µm for the marginal interface width ("Adhesive gap"), and 70 µm for the "Spacer" in the axial and occlusal areas (Fig 1). Then, the CAM software processed the CAD's instructions for the Cerec InLab MC XL milling machine.

For the groups Zm and Zt, a digital model was obtained for each specimen with the 7Series scan box, and the coping design was performed using the Dental Wings software, according to the same procedure as for group C. The default parameters were 20 µm for the marginal interface width ("Cement gap" = 20 µm), 70 µm for the axial interface width ("Extra-horizontal gap" = 50 µm), and 100 µm for the occlusal interface width ("Extra-vertical gap" = 80 µm) (Fig 1). Then, the design data was sent to the CAM software of the Zenotec mini milling machine (group Zm) and the Zenotec T1 milling machine (group Zt) to mill the copings.

Copyright by Quintessence Not for Publication

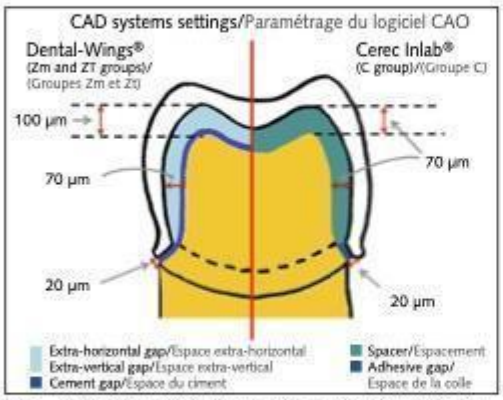


Fig 1 Design parameters of CAD software for groups C, Zm, and Zt, according to the level set by the manufacturers at marginal, axial, and occlusal areas.

Fig. 1 Schéma du paramétrage au niveau des zones marginale, axiale et occlusale réglées dans les logiciels CAO des groupes C, Zm, et Zt.

For each group, a new set of milling burs was used for each series of 10 copings, even though it was not requested by the system. These substructures were milled from partially sintered blanks. After machining, all the groups of zirconia copings were sintered in corresponding furnaces, according to the manufacturers' specifications. No internal adjustment of any of the zirconia copings produced was performed by the technician after milling or sintering.

Digitizing evaluation

The coping and the corresponding die were successively digitized with an industrial-structured light scanner (ATOS Compact Scan, GOM mbH, Braunschweig, Germany). The measurement volume was 150 × 110 × 110 mm^3, and the density of the point cloud was 275 points/mm^2, with a measurement uncertainty of 0.015 mm. For each series of measurements, the scanner was initialized according to the manufacturer's recommendations.

To obtain the virtual positioning of the coping on the die, three scans were performed: zirconia coping, die, and coping assembled on the die in the correct position. To eliminate parasitic movement and simulate the clinical procedure, the copings were blocked on the master cast with a customized clamp that was secured with a screw tightened to a torque calibrated at 30 N.cm. A frame constituting a predefined

cédure de conception virtuelle est complètement automatisée dans le système. Pour les chapes en zircone, les paramètres du logiciel définis sont les paramètres par défaut du système c'est-à-dire 20 µm pour le hiatus marginal («gap Adhesive») et 70 µm pour l'espacement «Spacer» dans les zones axiales et occlusales (Fig. 1). Ensuite, le logiciel de FAO traite les instructions CAO afin de permettre leurs exécutions par la machine d'usinage CEREC InLab MC XL.

Pour les groupes Zm et Zt, un modèle numérique a été obtenu pour chaque échantillon avec le scanner de table 7series et la conception d'adaptation a été réalisée en utilisant le logiciel Dental Wings selon la même procédure que pour le groupe C. Les paramètres par défaut sont 20 µm pour le hiatus marginal («gap de ciment» = 20 µm), 70 µm pour le hiatus axial («gap supplémentaire horizontal» = 50 µm) et 100 µm pour le hiatus occlusal («gap supplémentaire vertical» = 80 µm) (Fig. 1). Ensuite, les données de la conception ont été envoyées au logiciel de FAO et enfin aux machines d'usinage Zenotec Mini (groupe Zm) et Zenotec T1 (groupe Zt) afin d'usiner les chapes.

Pour chaque groupe, un nouveau jeu de fraises a été utilisé pour chaque série de dix chapes, même si le système ne le préconiserait pas. Ces infrastructures ont été usinées à partir de blocs partiellement frittés. Après usinage, tous les groupes de chapes en zircone ont été frittés dans les fours spécifiques en accord avec les recommandations du fabricant. Aucun ajustement de l'intrados des chapes en zircone produites n'a été effectué par le technicien après usinage ou frittage.

Evaluation par repositionnement d'acquisition

La chape et le MPU correspondant ont été successivement numérisés avec un scanner industriel fonctionnant avec une lumière structurée (ATOS CompactScan, GOM mbH, Braunschweig, Allemagne). Le volume de mesure est de 150 × 110 × 110 mm^3 et la densité des points est de 275 points/mm^2 avec une incertitude de mesure de 0,015 mm. Pour chaque série de mesures, le scanner a été initialisé selon les recommandations du fabricant.

Pour obtenir le positionnement virtuel de la chape sur le MPU, trois acquisitions ont été effectuées: celle de la chape, celle du MPU, et celle de la chape positionnée sur le MPU. Pour éliminer les mouvements parasites et simuler la procédure clinique, les chapes ont été bloquées sur le MPU avec un «clamp» présentant une vis développant un couple de serrage calibré à 30 N.cm. Un cadre constituant

SCIENCE Copyright by Quintessence Not for Publication

un système prédéfini de coordonnées a permis la numérisation des deux côtés de chaque chape. Ensuite, les nuages de points obtenus ont été traités par le logiciel GOM Inspect (GOM Inspect SR5V2, GOM mbH, Braunschweig, Allemagne), et les surfaces de type STL ont été générées. La superposition et le repositionnement des différents fichiers ont été déterminés par un algorithme de meilleur ajustement. La zone commune entre chaque fichier STL a été reconnue et ensuite associée pour assurer le repositionnement. Ensuite, d'autres algorithmes ont permis de calculer la distance entre la surface de l'intrados de la chape et la surface de la préparation. L'évaluation de l'exactitude de l'adaptation des chapes en zircone a été représentée par une cartographie du hiatus ainsi que par une analyse quantitative des hiatus marginales et internes. Les données métrologiques ont été obtenues grâce à la mesure de la distance entre la surface de l'intrados de la prothèse et la surface de la préparation.

Après traitement des données métrologiques, celles-ci sont extraites et traitées à nouveau. Pour chaque adaptation, les mesures ont été séparées en trois zones distinctes: occlusale, axiale et marginale[63]. Pour assurer l'exactitude de la mesure, chaque zone étudiée a été définie comme représentant 15% de la hauteur totale de la préparation (Fig. 2), sachant que la partie supérieure de la zone occlusale était représentée par la hauteur maximale de la préparation. La zone axiale a été distribuée symétriquement de part et d'autre de la mi-hauteur et la limite inférieure de la zone marginale correspondait à la limite marginal de la préparation.

Analyse statistique

Avant le recueil de données, une analyse de puissance (G Power 3®, Kiel University, Kiel, Allemagne) a été effectuée afin d'estimer la taille de l'échantillon nécessaire. En supposant pour les 3 groupes d'essai, une taille d'effet de 0,5, et une probabilité d'erreur de type I et de type II respectivement de 0,05 et de 0,9, il a été calculé un nombre total de 54 échantillons (soit 18 par système) pour détecter des différences de 10 micromètres (µm) entre les moyennes des hiatus. Pour déterminer la taille de l'effet, un écart type de 20 µm en écart marginal a été retenu[64] et une différence de 10% des 100 µm, considérés dans la littérature comme un hiatus marginal cliniquement acceptable, a été adoptée dans la présente étude. Pour augmenter la puissance, le nombre d'échantillons a été établi à 20 par groupe.

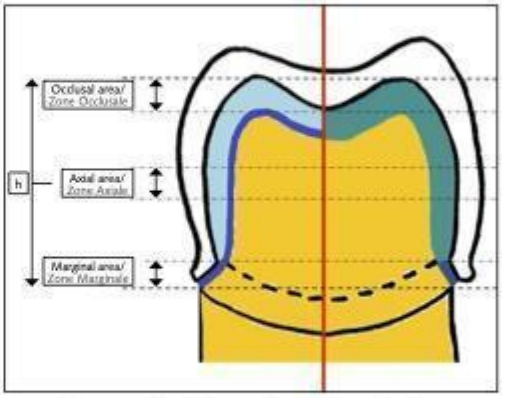


Fig 2 Illustration of subdivision for metrological analysis, depending on marginal, axial, and occlusal areas.

Fig. 2 Illustration des zones marginale, axiale et occlusale distinguées pour l'analyse métrologique.

system of coordinates supported the digitization of both sides of each coping. Then, the point clouds obtained were processed by GOM software (GOM Inspect SR5V2, GOM mbH, Braunschweig, Germany), and the STL surfaces were generated. The matching and repositioning of the different files were determined by a best-fit algorithm. The common area between each STL file was recognized and then associated for repositioning. Next, other algorithms computed the distance between the surface areas of the intrados copings and the surface preparations areas. The evaluation of accuracy of fit of the zirconia copings was represented by an interface width map and a quantitative analysis of marginal and internal interface widths. The metrological data were derived from the measurement of the distance between the surface of the prosthesis intrados and the surface of the preparation.

After metrological data processing, the data were extracted and processed again. For each coping, the measurements were separated into three distinct areas: occlusal, axial, and marginal.[63] To ensure the accuracy of measurement, each area studied was defined as representing 15% of the total height of the preparation (Fig 2), knowing that the upper part of the occlusal area was the maximum height. The axial area was distributed symmetrically on both sides of the mid-height, with the lower limit of the marginal area being the minimum height.

Copyright by Quintessence Not for Publication

Table 1 Mean, standard deviation (SD), coefficient of variation (CV), median, and range values of interface widths (µm) for each area studied and for the three CAD/CAM systems

Tab. 1 Moyenne, écart-type (SD), coefficient de variation (CV), médiane, et étendues des valeurs des hiatus (µm) pour chaque zone concernant les trois systèmes de CFAO étudiés.

Location/ Localisation	CAD/CAM systems/ Systèmes de CFAO	Mean*/ Moyenne*	Median*/ Médiane*	Min*/ Minimum*	Max*/ Maximum*	SD*/ Ecart type*	CV (%)/ Coefficient de corrélation (%)
Marginal area/ Zone marginale	C	54.32	53.49	28.93	71.89	10.60	19.5
	Zm	66.56	71.16	24.51	110.03	31.41	47.2
	Zt	61.08	51.64	30.24	127.98	28.77	47.1
Axial area/ Zone axiale	C	115.76	118.43[a]	31.82	164.86	28.41	24.5
	Zm	100.01	96.03	54.3	168.47	40.32	40.3
	Zt	76.94	77.60[a]	44.47	111.58	15.99	20.8
Occlusal area/ Zone occlusale	C	143.82	148.96[b,c]	45.43	187.65	28.40	19.7
	Zm	124.06	129.78[b]	89.71	151.76	20.23	16.3
	Zt	127.41	122.99[c]	94.55	157.63	17.99	14.1

*µm: Median values within each area studied and of each group were compared, with the significant differences indicated by letters in superscript ($P < .01$)./ *µm: Valeurs de la médiane au niveau de chaque zone étudiée sont comparé et les différences significatives sont indiqué par des lettres en exposant ($p < .01$).

Statistical analysis

Prior to data collection, a power analysis (G*Power 3, Kiel University, Kiel, Germany) was conducted to estimate the required sample size. Assuming three test groups with an effect size of 0.5 and type I and type II error probabilities of 0.05 and 0.9, respectively, a sample of 54 specimens (18 per system) was estimated to detect differences of 10 µm between means of discrepancy. To determine the effect size, a standard deviation (SD) of 20 µm in marginal discrepancy was assumed,[64] and a difference of 10% of the 100 µm – considered in the literature as a clinically acceptable marginal interface width – was adopted. To increase the power, the number of specimens was established at 20 per group.

To assess the precision and reliability of the protocol, the repeatability of the 3D measurement method was studied using a set of five copings on their respective abutments, measured five times each (test 1 to 5 for each coping) for the three areas studied (marginal, axial, and occlusal). Median gap values of tests 1 to 5 were compared, based on a rank test for repeated measurements (Friedman test). For the relative reliability index, intraclass correlation coefficients were calculated, and absolute reliability was estimated through

Pour évaluer l'exactitude et la fiabilité du protocole, la répétabilité de la méthode de mesure 3D a été étudiée en utilisant un ensemble de 5 chapes sur leur MPU respectifs mesurées 5 fois chacune (Test de 1 à 5 pour chaque chape) pour les trois zones étudiés (marginale, axiale et occlusale). Les valeurs médianes du hiatus des tests 1 à 5pour les 5 chapes ont été comparées à l'aide d'un test de rang (test de Friedman). Pour l'indice relatif de fiabilité, les coefficients de corrélation intra-classe ont été calculés et la fiabilité absolue a été estimée par le calcul des coefficients de répétabilité pour établir la valeur en dessous de laquelle les différences absolues entre deux mesures se situerait dans un risque d'erreur de 5%. Le coefficient de répétabilité a été dérivé à partir de la formule $\sqrt{2}$. 1.96. valeur de l'écart type intra-échantillon, où cet écart type a été calculé comme la racine carrée de la moyenne quadratique de la variation des mesures des hiatus de chaque chape[65,66].

La moyenne, l'écart-type, la médiane, l'étendue et le coefficient de variation ont été calculés pour les hiatus marginaux, axiaux et occlusaux des 60 chapes étudiées. La normalité et l'égalité de la variance ont été testées avec le test de Shapiro-Wilk et le test de Levene. Une analyse non-paramétrique (test de Kruskal-Wallis 1-way) suivie

SCIENCE Copyright by Not for Publication Quintessence

par des comparaisons *post hoc* (tests de Mann et Whitney) avec ajustements de Bonferroni a été menée pour tester les différences entre les variables étudiées concernant les trois systèmes de CFAO. Les valeurs des hiatus des zones marginales, axiales et occlusales ont été comparées aux paramètres des hiatus préétablis en utilisant un test de Wilcoxon (SPSS 18.0, SPSS IL, Chicago, Etats-Unis). La signification statistique a été acceptée à $p < 0,05$.

Resultats

La fiabilité de la méthode de mesure 3D est exprimée en termes d'exactitude. Les valeurs du coefficient de corrélation intra-classe varient entre 0,959 (IC à 95% 0,849-0,995, $p < 0,001$), 0,960 (IC à 95%: 0,850 à 0,995%, $p < 0,001$) et 0,935 (IC à 95%: 0,756 à 0,992, $p < 0,001$), respectivement, pour les hiatus marginaux, axiaux et occlusaux. Aucune différence significative n'a été observée avec le test de Friedman entre les 5 ensembles de mesures calculées dans les trois zones étudiées (p variant de 0,205 à 0,750). Les coefficients de reproductibilité étaient respectivement de 6, 8 et 15 µm pour les mesures axiales, marginales et occlusales.

La mesure moyenne du hiatus marginal, axial et occlusal et les écarts-types correspondant pour chaque système sont présentés dans le tableau 1. Les chapes en zircone du groupe C ont présenté à la fois une adaptation moyenne la plus faible au niveau de la zone marginale (54,3 ± 10,6 µm) et la plus élevée dans les zones axiales et occlusales (respectivement, 115,8 ± 28,4 µm et 143,8 ± 28,4 µm) des trois systèmes CFAO étudiés (Fig. 3).

En outre, la comparaison des coefficients de variation (CV) pour chacune des trois zones étudiées, liée à la mesure relative de la dispersion, a révélé que le groupe C a présenté le CV le plus faible (19,5%), mais le plus élevée pour l'adaptation occlusale (19,7%).

Puisque les hypothèses de normalité et l'égalité des variances ne sont pas satisfaites, une analyse non paramétrique a été réalisée afin de comparer les valeurs médianes. Des tests de Kruskal-Wallis ont indiqué qu'il existait des différences significatives entre les valeurs médianes des systèmes au niveau du hiatus interne ($p = 0,001$) et du hiatus occlusal ($p = 0,003$). Cependant, aucune différence statistiquement significative était détectable pour les mesures médianes des hiatus marginaux entre les trois systèmes testés ($p = 0,824$).

repeatability coefficients to establish the value below which the absolute differences between two measurements would lie, with 0.95 probability. The repeatability coefficient was derived from $\sqrt{2} \cdot 1.96 \cdot sd_{within}$, where sd_{within} was calculated as the square root of the mean square for the variation of measurements within each coping.[65,66]

Mean and SD, median, range, and coefficient of variation (CV) were calculated for the marginal, internal, and occlusal interface widths of the 60 copings studied. Normality and equality of variance were tested with the Shapiro-Wilk test and the Levene's test. A Kruskal-Wallis one-way analysis of variance (ANOVA) by rank test, followed by Mann-Whitney *post hoc* comparisons with Bonferroni adjustments, were conducted to test for differences in variables between the three CAD/CAM systems. Interface width values at marginal, axial, and occlusal areas were compared to pre-established interface width parameters with the Wilcoxon signed-rank test (SPSS 18.0, SPSS IL, Chicago, USA). Statistical significance was accepted at $P < 0.05$.

Results

The reliability of the 3D measurement method is expressed in terms of accuracy. Intraclass correlation coefficient values varied between 0.959 (CI 95% 0.849-0.995, $P < 0.001$), 0.960 (CI 95% 0.850-0.995, $P < 0.001$), and 0.935 (CI 95% 0.756-0.992, $P < 0.001$), respectively, for marginal, axial, and occlusal sets of measurements. No significant differences were found with the Friedman test between the five sets of measurements calculated at each of the three areas studied (P varied from 0.205 to 0.750). The repeatability coefficient was 6, 8, and 15 µm for axial, marginal, and occlusal measurements, respectively.

The mean marginal, axial, and occlusal interface width measurement and SDs for each system are shown in Table 1. Zirconia copings of group C exhibited both the lowest mean fitting accuracy at the marginal area (54.3 ± 10.6 µm), and the highest mean fitting accuracy at the axial and occlusal areas (115.8 ± 28.4 µm, and 143.8 ± 28.4 µm, respectively) of the three CAD/CAM systems studied (Fig 3).

Moreover, the comparison of the CVs for each of the three areas studied, linked to the relative measure of dispersion, revealed that group C presented the lowest CV for the marginal fitting accuracy (19.5%) but the highest CV for the occlusal fitting accuracy (19.7%).

Since assumptions of normality and equal variances were not satisfied, a non-parametric analysis was performed to com-

Copyright by Quintessence Not for Publication

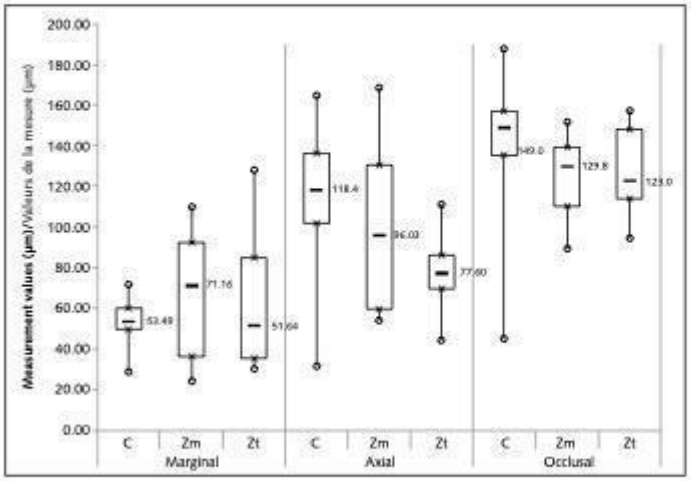


Fig 3 The different areas analyzed for each CAD/CAM system presented as box plots: median: (–); box: interquartile range (×); whisker: extremes (O) in µm.

Fig. 3 Les résultats concernant les différentes zones analysées pour chaque système de CFAO, présentés sous forme de diagramme en boite «box-plot»: médiane (–); boîte: interquartile (×); valeurs: extrêmes (O) en µm.

pare median values. Kruskal-Wallis tests indicated that there were significant differences in median values between systems concerning internal interface width ($P = 0.001$), and occlusal interface width ($P = 0.003$). However, no statistically significant differences were detectable in the median marginal discrepancy measurements between the three systems tested ($P = 0.824$).

Post hoc tests corrected for multiple testing highlighted significant differences in the medians of occlusal interface width between group C and group Zm ($P = 0.002$), and between group C and group Zt ($P = 0.003$). Significant differences were also found in median internal interface width measurements between group C and group Zt ($P < 0.001$).

Mean interface width values for each area measured, and default settings for the three CAD/CAM systems, are shown in Table 2. Except for group Zt in the axial area ($P = 0.06$), all the mean interface width values revealed a statistically significant difference with the default setting. These values increased systematically with interface width, ranging from 24 to 74 µm. Compared to the default settings, group C showed the lowest increase for marginal interface width but the highest increase at the axial and occlusal areas.

Discussion

The present *in vitro* study compared the fitting accuracy of zirconia copings produced by three CAD/CAM systems. The results of this study indicated that each system studied was

Les tests *post hoc* ont mis en évidence des différences significatives concernant les médianes des hiatus occlusaux entre le groupe C et le groupe Zm (p = 0,002), et entre le groupe C et le groupe ZT (p = 0,003). Des différences significatives ont également été trouvés dans les mesures médianes des hiatus internes entre le groupe C et le groupe Zt (p <0,001).

Les valeurs moyennes du hiatus pour chaque zone mesurée et les paramètres par défaut des trois systèmes CFAO sont décrits dans le tableau 2. A l'exception du groupe Zt dans la zone axiale (p = 0,06), toutes les valeurs moyenne du hiatus révèlent une différence statistiquement significative avec le réglage par défaut. Ces valeurs sont systématiquement supérieures aux paramètres imposés avec des hiatus allant de 24 à 74 µm. En comparaison avec les paramètres par défaut, le groupe C a montré une augmentation du hiatus marginal la plus faible mais la plus élevée au niveau des zones axiale et occlusale.

Discussion

Ces travaux in vitro ont comparé le niveau d'adaptation des chapes en zircone produites par trois systèmes de CFAO. Les résultats de cette étude ont indiqué que chaque système étudié était en mesure de produire des chapes avec des hiatus marginaux inférieur à 70 µm. Des différences significatives ont été observées entre les systèmes

SCIENCE Copyright by Quintessence Not for Publication

Table 2 Differences between mean misfit(s) and default settings (µm)

Tab. 2 Différences entre les adaptations moyennes et les paramètres par défaut (µm).

Location/Localisation	**Marginal fit**/Hiatus marginal			**Axial fit**/Hiatus axial			**Occlusal fit**/Hiatus occlusal		
Groups/ Groupes	C	Zm	Zt	C	Zm	Zt	C	Zm	Zt
Mean misfit (SD)/ Adaptation moyenne (ET)	54.32 (10.6)	66.56 (31.4)	61.08 (28.8)	115.76 (28.4)	100.01 (40.3)	76.94 (16.0)	143.82 (28.4)	124.06 (20.2)	127.41 (18.0)
Settings/ Paramétrage	20	20	20	70	70	70	70	100	100
Difference (mean misfit – settings)/ Différence (Adaptation moyenne – Paramétrage)	+34.3	+ 46.6	+ 41.1	+ 45.8	+ 30.0	+ 6.9	+73.8	+ 24.1	+ 27.4

*µm: Vertical bars indicate no significantly different groups according to *post hoc* tests./
*µm; Barre verticale indique des différences non significatives entre les différents groupes selon les tests *Post hoc*.

dans les zones axiales et occlusales. L'hypothèse nulle concernant l'absence de différence entre les systèmes CFAO a donc été partiellement rejetée. En outre, les résultats ont montré que tous les systèmes ont échoué à reproduire les paramètres du hiatus établis lors de l'étape de conception virtuelle des chapes. Par conséquent, l'hypothèse nulle d'une absence de différence entre les paramètres de réglage et le hiatus produit a donc été rejetée.

Dans cette étude, les valeurs des hiatus mesurés sur les chapes étaient du même ordre que les valeurs rapportées dans la littérature. Quelles que soient les paramètres de conception initialement définis, plusieurs publications ont rapporté des hiatus marginaux de chapes en zircone variant de 10 à 110 µm[26-29,34,46,60,67-69]. En outre, les valeurs moyennes observées dans l'étude actuelle étaient pertinentes dans un contexte clinique, puisque les valeurs moyennes du hiatus marginal (entre 54 et 67 µm) des chapes produites par tous les systèmes de CFAO étudiés étaient inférieurs de la limite recommandée de 120 µm, favorisant la réduction des effets néfastes sur la santé parodontale et la pérennité de l'assemblage prothétique. De même, les résultats moyens obtenus pour les hiatus axiaux et occlusaux étaient conformes avec les données de la littérature[70].

En plus, les valeurs moyennes absolues et les valeurs médianes des hiatus, ainsi que leurs coefficients de variation étaient utiles pour l'analyse de la dispersion relative des données. La comparaison de ces coefficients obtenus

able to produce copings with marginal interface widths narrower than 70 µm. Significant differences between systems were observed in the axial and occlusal areas. The null hypothesis concerning the lack of difference between CAD/CAM systems was therefore partially rejected. Moreover, the results showed that all the systems failed to reproduce the interface width parameters set in the coping design and before production. Therefore, the null hypothesis concerning no difference between setting parameters and the interface width produced was rejected.

In this study, the interface widths measured on copings were within the range reported in the literature. Whatever the initial design parameters set and related to the marginal interface width of zirconia copings, several publications have reported results ranging from 10 to 110 µm.[26-29,34,46,60,67-69] Moreover, the mean values observed in the current study were relevant in the clinical context because the mean marginal interface width values (between 54 and 67 µm) of the copings produced by all the CAD/CAM systems studied were below the recommended clinical limit of 120 µm, allowing for the reduction of harmful health effects. Similarly, results concerning mean axial and occlusal interface widths were in accordance with statements in the literature.[70]

In addition to the absolute mean values and median interface width values, coefficients of variation were useful for analyzing the relative dispersion of the data. The comparison of these coefficients for the three CAD/CAM systems showed a drastic difference, with the highest dispersion of

Copyright © Not for Publication Quintessence

measurements occurring for group Zm compared to the other two system groups.

The second hypothesis of the present study was rejected since there were significant differences between the interface width values measured and the predefined cement space or space set in different locations. Most CAD/CAM systems have a setting interface in their software. These setting menus are specific for each CAD/CAM software application. A default setting was applied in this study for each CAD/CAM system according to the manufacturer's recommendations. As shown in Figure 3, it was therefore not possible to have identical default settings for the three systems studied in the different areas of the copings designed. In addition, the impact of the parameters on prosthesis accuracy has not been sufficiently discussed in the literature. In a recent literature review focusing on the fitting accuracy of CAD/CAM restorations, the overall review of the data retrieved showed that in more than 50% of the articles analyzed, the authors made no mention of the settings fixed.[70] Moreover, other publications stated that there were differences between the settings set and the results obtained. For Alghazzawi et al, Rinke et al, and Kunii et al, this difference was relatively small,[46,59-61] but other publications have presented higher values similar to those reported in the current study.[49-51,56,71] Although a width greater than that set is a favorable factor for coping placement, the CAD/CAM systems studied appeared to be unable to replicate accurately the cement spacer previously set as a design parameter. Moreover, there was no proportionality between the pre-established settings and the fitting accuracy measured. Thus, in two different locations of the same coping, a cement space set at 20 or 100 µm resulted only in doubling the value of the fitting accuracy measured. One possible explanation might be the specific parameters set in CAM machining strategy and introduced by the technological differences of the milling machines employed in each CAD/CAM system.[57]

In recent publications, the triple-scan protocol was described and validated for the fitting accuracy assessment of cast metallic frameworks, titanium copings, and lithium disilicate partial crowns.[54,55,72] This protocol allows for the building of the virtual repositioning of two scans (coping scan and die scan) in relation to a third scan (coping on die). The latter is the positioning key, used to define accurate spatial relationships between the die and coping surfaces. Moreover, in view of obtaining the best alignment of surfaces, the software's algorithms minimize the distance between two scans.[73] Holst et al reported high reliability for the triple-scan

pour les trois systèmes de CFAO a montré une différence importante avec une plus grande dispersion des mesures pour le groupe Zm par rapport aux deux autres groupes étudiés.

La deuxième hypothèse de la présente étude a été rejetée car il existait des différences significatives entre les valeurs mesurées des hiatus et les valeurs prédéfinies de l'espacement situé dans les différentes zones étudiées. La plupart des systèmes de CFAO ont une interface de paramétrage dans leur logiciel. Ces menus de paramétrage sont spécifiques à chaque logiciel de CFAO. Un réglage par défaut a été appliqué dans cette étude pour chaque système de CFAO selon les recommandations du fabricant. Comme le montre la figure 3, il n'était donc pas possible de retenir des paramètres par défaut identiques pour les trois systèmes dans les différentes zones étudiées. De plus, l'impact des paramètres sur l'exactitude de la prothèse n'a pas été suffisamment discuté dans la littérature. Une revue de la littérature récente met l'accent sur l'exactitude d'adaptation des reconstitutions CFAO et l'examen de l'ensemble des données a montré que dans plus de 50% des articles analysés, les auteurs n'ont fait aucune mention des paramètres fixés[70]. En outre, d'autres publications ont démontré qu'il existait des différences entre les paramètres fixés et les résultats obtenus. Pour Alghazzawi *et al.*, Rincke *et al.*, Et Kunii *et al.* cette différence était relativement faible[46,59-61], mais d'autres publications ont présenté des valeurs similaires à celles rapportées dans la présente étude[49-51,56,71]. Bien qu'un hiatus plus important soit un facteur favorable pour l'insertion de la reconstitution, les systèmes de CFAO étudiés semblent être incapables de reproduire de façon précise l'espacement préalablement défini dans les paramètres de conception. En outre, il n'y avait aucune proportionnalité entre les paramètres préétablis et le hiatus mesurée. Ainsi, dans les zones marginale et occlusale de la même chape, un espacement fixé à 20 ou 100 µm montrerait un doublement de la valeur du hiatus mesuré. L'explication possible pourrait être retrouvé dans les paramètres spécifiques fixés dans la stratégie d'usinage de la FAO et dans les différences technologiques des machines de fraisage employées dans chaque système CFAO[57].

Le protocole «triple-scan» a été décrit et validé pour l'évaluation de l'exactitude de l'adaptation de chapes métalliques en titane et de couronnes partielles en disilicate de lithium dans des publications récentes[54,55,72].

Ce protocole permet d'obtenir le repositionnement virtuel de deux acquisitions (acquisition de la chape et acqui-

SCIENCE Copyright by Quintessence Not for Publication

sition du MPU) par rapport à une troisième acquisition (chape sur MPU). Ce dernier est la clé du re positionnement car il est utilisé pour définir les relations spatiales précises entre le MPU et les surfaces de la chape. Par ailleurs, en vue d'obtenir le meilleur alignement des surfaces, les algorithmes du logiciel minimisent la distance entre deux acquisitions[73]. Holst et al. rapporte une haute fiabilité du protocole «triple-scan» et ont souligné que cette méthode non destructive éliminerait un grand nombre des limites ou erreurs des méthodes d'évaluation en deux dimensions[72].

Le coefficient de répétabilité calculé dans l'étude est un indice utile pour quantifier les erreurs de mesures avec une fiabilité absolue. Ces coefficients étaient faibles et ont confirmé la bonne fiabilité de la méthode d'évaluation 3D «triple scan». Cela signifie que la répétition du même protocole de mesure avec le même échantillon dans les mêmes conditions a conduit à une erreur de mesure réduite. En d'autres termes, les hiatus moyens calculés en axial, en marginal, et en occlusal, doivent être respectivement réduits de 6, 8 et 15 µm, pour estimer la vraie valeur des adaptations mesurées avec un risque d'erreur de 5%.

Les coefficients de variation indiqués dans le Tableau 1 ont montré des valeurs élevées dans la zone marginale pour les groupes Zm et Zt et dans la zone axiale pour le groupe Zm. Compte tenu de la bonne reproductibilité du protocole d'évaluation 3D, ces dispersions peuvent essentiellement provenir de la reproductibilité des systèmes de CFAO testés. Des études complémentaires concernant l'usinage sur ces systèmes pourraient être réalisées. En effet, le comportement de la machine lors de l'usinage des zones présentant une faible épaisseur de matériau faible, telle que la zone marginale, peut entrainer des variations dimensionnelles comme cela été signalé dans plusieurs études[74-76].

A l'inverse du nombre limité[29,45,46] des données enregistrées avec les techniques de sections transversales et d'analyse en microscopie[46,49-51,56,60], l'évaluation de l'adaptation en 3D effectuée dans la présente étude a été basée sur plus de 5604 points de mesures et a également fourni des données intéressantes sur les écarts entre le paramétrage de l'espacement et la valeur du hiatus dans les zones marginale et interne des chapes produites.

Il existe plusieurs limites à cette étude. Le but était de comparer l'exactitude intrinsèque des systèmes de CFAO sans variations dimensionnelles en rapport avec l'empreinte des dents préparées et avec le protocole d'assem-

protocol, and emphasized that this non-destructive method eliminates a great number of the shortcomings of 2D fitting accuracy assessment techniques that have been applied routinely in dentistry.[72]

The repeatability coefficient calculated in the current study is a useful index of quantifying error measurements with absolute reliability. These coefficients were low, and confirmed the good reliability of the 3D triple-scan measurement method. This means that repeating the same measurement protocol with the same specimen and conditions led to a reduced measurement error. In others words, the mean axial, marginal, and occlusal interface width calculated should be reduced by 6, 8, and 15 µm, respectively, to achieve 95% confidence in the true value of the fitting accuracy measured.

The coefficients of variation noted in Table 1 showed large values in marginal area for groups Zm and Zt systems, and in axial area for group Zm system. Considering the proper repeatability of the 3D-measurement protocol, these dispersions could essentially originate from reproducibility of CAD/CAM systems tested. Complementary milling experiments on these systems might be conducted. Indeed, machine behavior during the milling of areas with low material thickness, such as marginal area, may introduce high dimensional variations, as reported in several studies.[74-76]

In contrast to the limited number[29,45,46] of data recorded with cross-sectional techniques and microscopic analysis,[46,49-51,56,60] the 3D fitting accuracy assessment performed in the current study was based on more than 5604 measurements, and also provided valuable data on distortions between spacing set and fitting accuracy at the marginal and internal areas of the copings produced.

There are several limitations in this study. The purpose was to compare the intrinsic accuracy of the CAD/CAM systems without variations due to the impression of the prepared teeth and the luting protocol. For the latter, the viscosity or granulometry of the cement could significantly compromise marginal fitting accuracy.[19,26,56,71,77] Although it is far from clinical reality, that is the reason the methodology used in this *in vitro* study was designed to measure the interface widths between the dies and the corresponding manufactured copings without cement or other luting materials.

Milling of the copings was done with the zirconia blanks recommended by the manufacturers in relation to the specific milling machine. Thus, two different zirconia brands were used, leading to probable dimensional variations due to the

Copyright © Not for Publication Quintessence

final sintering and shrinkage of the material. However, using recommended materials should guarantee the best quality of the coping produced.

Finally, to avoid parasitic movement during the scanning protocol, the zirconia copings were secured on the die with a clamp tightened with a calibrated 30 N.cm torque. Despite the high deformation resistance of completely sintered zirconia, it is questionable to assume that no deformations of the assembly occurred. In the same way for each specimen, the assemblies were controlled with a torque wrench set to 30 N.cm to simulate the finger pressure exerted during the clinical luting of copings, as described in previous reports.[62,78]

Within the limitations of this study, the results support the assumption that the triple-scan protocol is a suitable and reliable assessment protocol for 3D fitting accuracy assessment. Further investigations are needed to understand the contribution of variations of digital design parameters to the accuracy of the copings produced by CAD/CAM.

Conclusion

Considering the limitations of this *in vitro* study, the following conclusions could be drawn:

1. All three CAD/CAM systems studied allowed the production of copings with acceptable marginal and internal accuracy of fit in accordance with recommendations reported in the literature.
2. Accuracy of fit measurements of zirconia copings showed that none of the systems was able to reproduce the cement space exactly as set in the design parameters.

Clinical implications

Clinical success and longevity depend on optimal adaptation of prostheses. The CAD/CAM systems must be able to reproduce the cement space exactly as the design parameters set. This study helps in the understanding of the important roles of spacer thickness settings in CAD/CAM manufacturing.

Acknowledgements

The authors would like to thank GOM SAS, France, for the support given in performing the measurements; Euromax Monaco, France and Vita, for donating the materials; and EdenTech laboratory for manufacturing the copings. The authors declare no financial interest in any of the products mentioned in the article.

blage. Pour ce dernier, la viscosité ou la granulométrie du ciment pourrait compromettre de manière significative l'adaptation marginal de l'assemblage[19,26,56,71,77]. Ce biais potentiel explique la raison pour laquelle la méthode utilisée dans cette étude in vitro bien qu'elle soit éloignée de la réalité clinique, était de mesurer les hiatus sans interposition de ciment ou d'autres matériaux d'assemblage entre le MPU et les chapes fabriquées.

L'usinage des chapes a été fait avec de la zircone pré-frittée selon les recommandations du fabricant. Ainsi, deux marques de zircone différentes ont été utilisées, conduisant à des probablement à des variations dimensionnelles dues au frittage final entrainant une contraction du matériau. Cependant, l'utilisation des matériaux recommandés devrait garantir la meilleure qualité de l'adaptation possible.

Enfin, pour éviter tout mouvement parasite pendant le protocole d'acquisition lors du scannage, les chapes en zircone sont solidarisées au le MPU avec un clamp serré sous une contrainte calibrée à 30 N.cm. Malgré la résistance élevée à la déformation élevée de la zircone complètement frittée, il est possible que des déformations se soit produites lors de l'assemblage. Les assemblages de chaque échantillon ont donc été contrôlés avec une clé dynamométrique réglée à 30 N.cm afin de simuler la pression du doigt exercée au cours du scellement clinique de la chape, comme décrit dans la littérature[62,78].

Dans les limites de cette étude, les résultats confirment que le protocole «triple scan» est un protocole d'évaluation appropriée et fiable pour une évaluation en 3D de l'exactitude de l'adaptation. D'autres investigations seront nécessaires pour comprendre la contribution des variations des paramètres de conception numérique sur l'exactitude des chapes produites par CFAO.

Conclusion

Compte tenu des limites de cette étude in vitro, les conclusions suivantes pourraient être tirées:

1. Les trois systèmes de CFAO étudiés ont permis la production de chapes avec une adaptation marginale et interne acceptable sur le plan clinique conformément aux recommandations rapportées dans la littérature.
2. L'exactitude des mesures de l'adaptation des chapes en zircone a montré qu'aucun des systèmes n'a été en mesure de reproduire exactement l'espacement défini dans les paramètres de conception.

SCIENCE Copyright by Quintessence Not for Publication

References

1. Tan K, Pjetursson BE, Lang NP, Chan ES. 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;15:654–666.
2. Reich S, Uhlen S, Gozdowski S, Lohbauer U. Measurement of cement thickness under lithium disilicate crowns using an impression material technique. Clin Oral Investig 2011;15:521–526.
3. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. J Prosthet Dent 1989;62:405–408.
4. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. Br Dent J 1971;131:107–111.
5. Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. J Prosthet Dent 1991;66:747–753.
6. Wittneben JG, Wright RF, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of the clinical performance of CAD/CAM single-tooth restorations. Int J Prosthodont 2009;22:466–471.
7. Vanoorbeek S, Vandamme K, Lijnen I, Naert I. Computer-aided designed/computer-assisted manufactured composite resin versus ceramic single-tooth restorations: a 3-year clinical study. Int J Prosthodont 2010;23:223–230.
8. Sailer I, Fehér A, Filser F, et al. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. Quintessence Int 2006;37:685–693.
9. Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. Int J Prosthodont 2007;20:383–388.
10. Trajtenberg CP, Caram SJ, Kiat-amnuay S. Microleakage of all-ceramic crowns using self-etching resin luting agents. Oper Dent 2008;33:392–399.
11. Rossetti PH, do Valle AL, 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 2008;16:64–69.
12. Thompson VP, Rekow DE. Dental ceramics and the molar crown testing ground. J Appl Oral Sci 2004;12(spe):26–36.
13. ANS/ADA Specification No. 8 1977. Chicago. American Dental Association, 1977.
14. ISO 7489:1986, Dental glass polyalkenoate cements.
15. Belser UC, MacEntee MI, Richter WA. Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: a scanning electron microscope study. J Prosthet Dent 1985;53:24–29.
16. Karlsson S. The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. Acta Odontol Scand 1993;51:129–134.
17. Fonseca JC, Henriques GE, Sobrinho LC, de Góes MF. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. Dent Mater 2003;19:686–691.
18. Molin MK, Karlsson SL, Kristiansen MS. Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic/resin composite joint. Dent Mater 1996;12:245–249.
19. Rungruanganunt P, Kelly JR, Adams DJ. Two imaging techniques for 3D quantification of pre-cementation space for CAD/CAM crowns. J Dent 2010;38:995–1000.
20. Hmaidouch R, Neumann P, Mueller WD. Influence of preparation form, luting space setting and cement type on the marginal and internal fit of CAD/CAM crown copings. Int J Comput Dent 2011;14:219–226.
21. Contrepois M, Soenen A, Bartala M, Laviole O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. J Prosthet Dent 2013;110:447–454.
22. Bindl A, Mörmann WH. Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro. Int J Periodontics Restorative Dent 2007;27:567–575.
23. Son YH, Han CH, Kim S. Influence of internal-gap width and cement type on the retentive force of zirconia copings in pullout testing. J Dent 2012;40:866–872.
24. Colpani JT, Borba M, Della Bona A. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. Dent Mater 2013;29:174–180.
25. Souza RO, Özcan M, Pavanelli CA, et al. Marginal and internal discrepancies related to margin design of ceramic crowns fabricated by a CAD/CAM system. J Prosthodont 2012;21:94–100.
26. Moldovan O, Luthardt RG, Corcodel N, Rudolph H. Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings. Dent Mater 2011;27:1273–1278.
27. Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Naumann M. Effect of preparation angles on the precision of zirconia crown copings fabricated by CAD/CAM system. Dent Mater J 2008;27:814–820.
28. Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y, et al. Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks. Dent Mater J 2007;26:820–826.
29. Grenade C, Mainjot A, Vanheusden A. Fit of single tooth zirconia copings: comparison between various manufacturing processes. J Prosthet Dent 2011;105:249–255.
30. Coli P, Karlsson S. Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. Int J Prosthodont 2004;17:59–64.
31. Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns – validation of the silicone replica method. J Oral Rehabil 2008;35:116–122.
32. Keshvad A, Hooshmand T, Asefzadeh F, Khalilinejad F, Alihemmati M, Van Noort R. Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques. J Prosthodont 2011;20:535–540.
33. Kokubo Y, Nagayama Y, Tsumita M, Ohkubo C, Fukushima S, Vult von Steyern P. Clinical marginal and internal gaps of In-Ceram crowns fabricated using the GN-I system. J Oral Rehabil 2005;32:753–758.

Copyright by Quintessence Not for Publication

34. Coli P, Karlsson S. Precision of a CAD/CAM technique for the production of zirconium dioxide copings. Int J Prosthodont 2004;17:577–580.

35. Aboushelib MN, Elmahy WA, Ghazy MH. Internal adaptation, marginal accuracy and microleakage of a pressable versus a machinable ceramic laminate veneers. J Dent 2012;40:670–677.

36. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JFL. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. J Prosthet Dent 2009;102:378–384.

37. Reich S, Kappe K, Teschner H, Schmitt J. Clinical fit of four-unit zirconia posterior fixed dental prostheses. Eur J Oral Sci 2008;116:579–584.

38. Kohorst P, Junghanns J, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M. Different CAD/CAM-processing routes for zirconia restorations: influence on fitting accuracy. Clin Oral Investig 2011;15:527–536.

39. Oyagüe RC, Sánchez-Jorge MI, Sánchez Turrión A. Evaluation of fit of zirconia posterior bridge structures constructed with different scanning methods and preparation angles. Odontology 2010;98:170–172.

40. Kohorst P, Brinkmann H, Li J, Borchers L, Stiesch M. Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems. Eur J Oral Sci 2009;117:319–325.

41. Att W, Hoischen T, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of all-ceramic crowns on implant abutments. Clin Implant Dent Relat Res 2008;10:218–225.

42. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. Dent Mater 2009;25:94–102.

43. Beuer F, Naumann M, Gernet W, Sorensen JA. Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses. Clin Oral Investig 2009;13:343–349.

44. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. Oper Dent 2001;26:367–374.

45. 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.

46. Alghazzawi TF, Liu PR, 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.

47. Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. J Oral Rehabil 2014;41:853–874.

48. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. J Prosthet Dent 1998;80:394–404.

49. Krasanaki ME, Pelekanos S, Andreiotelli M, Koutayas SO, Eliades G. X-ray microtomographic evaluation of the influence of two preparation types on marginal fit of CAD/CAM alumina copings: a pilot study. Int J Prosthodont 2012;25:170–172.

50. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona Á. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. Dent Mater 2011;27:1119–1126.

51. Pelekanos S, Koumanou M, Koutayas SO, 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.

52. Seo D, Yi Y, Roh B. The effect of preparation designs on the marginal and internal gaps in Cerec3 partial ceramic crowns. J Dent 2009;37:374–382.

53. Rodriguez JM, Curtis RV, Bartlett DW. Surface roughness of impression materials and dental stones scanned by non-contacting laser profilometry. Dent Mater 2009;25:500–505.

54. Holst S, Karl M, Wichmann M, Matta RE. A new triple-scan protocol for 3D fit assessment of dental restorations. Quintessence Int 2011;42:651–657.

55. Schaefer O, Watts DC, Sigusch BW, Kuepper H, Guentsch A. Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate partial crowns in vitro: a three-dimensional analysis of accuracy and reproducibility. Dent Mater 2012;28:320–326.

56. Matta RE, Schmitt J, Wichmann M, Holst S. Circumferential fit assessment of CAD/CAM single crowns – a pilot investigation on a new virtual analytical protocol. Quintessence Int 2012;43:801–809.

57. Al-Rabab'ah MA, Macfarlane TV, McCord JF. Vertical marginal and internal adaptation of all-ceramic copings made by CAD/CAM technology. Eur J Prosthodont Restor Dent 2008;16:109–115.

58. Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hämmerle CH. Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. Eur J Oral Sci 2008;116:272–279.

59. Kurii J, Hotta Y, Tamaki Y, et al. Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks. Dent Mater J 2007;26:820–826.

60. Rinke S, Fornefett D, Gersdorff N, Lange K, Roediger M. Multifactorial analysis of the impact of different manufacturing processes on the marginal fit of zirconia copings. Dent Mater J 2012;31:601–609.

61. Addison O, Cao X, Sunnar P, Fleming GJ. Machining variability impacts on the strength of a 'chair-side' CAD-CAM ceramic. Dent Mater 2012;28:880–887.

62. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. Int J Prosthodont 2003;16:244–248.

63. Persson AS, Andersson M, Odén A, Sandborgh-Englund G. Computer aided analysis of digitized dental stone replicas by dental CAD/CAM technology. Dent Mater 2008;24:1123–1130.

64. Azar MS, Lehmann KM, Dietrich H, Weibrich G, Schmidtmann I, Scheller H. Effect of preparation depth differences on the marginal fit of zirconia crown copings: an in vitro study. Int J Prosthodont 2011;24:264–266.

65. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. Lancet 1986;1:307–310.

66. Vaz S, Falkmer T, Passmore AE, Parsons R, Andreou P. The case for using the repeatability coefficient when calculating test-retest reliability. PloS One 2013;8:e73990.

SCIENCE Not for Publication Copyright by Quintessence

67. Beuer F, Aggstaller H, Richter J, Edelhoff D, Gernet W. Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. Quintessence Int 2009;40:243–250.

68. Komine F, Iwai T, Kobayashi K, Matsumura H. Marginal and internal adaptation of zirconium dioxide ceramic copings and crowns with different finish line designs. Dent Mater J 2007;26:659–664.

69. Iwai T, Komine F, Kobayashi K, Saito A, Matsumura H. Influence of convergence angle and cement space on adaptation of zirconium dioxide ceramic copings. Acta Odontol Scand 2008;66:214–218.

70. Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. J Oral Rehabil 2014;14:853–874.

71. May LG, Kelly JR, Bottino MA, Hill T. Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: multi-physics FEA modeling and monotonic testing. Dent Mater 2012;28:e99–e109.

72. Holst S, Tawdrous RE, Karl M. Description of a Novel Technique for Three-Dimensional Fit Assessment of Dental Restorations. In: Lim CT, Goh JCH (eds). WCB 2010. Singapore: Springer, 2010:1479–1482.

73. 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 2013;29:851–858.

74. Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. Dent Mater 2004;20:655–662.

75. Sindel J, Petschelt A, Grellner F, Dierken C, Greil P. Evaluation of subsurface damage in CAD/CAM machined dental ceramics. J Mater Sci Mater Med 1998;9:291–295.

76. Kunzelmann KH, Hickel R. The machinability of different dental materials for CAD/CAM systems. NIST Spec Publication 1993;847:479–487.

77. Krasanaki ME, Pelekanos S, Andreiotelli M, Koutayas SO, Eliades G. X-ray microtomographic evaluation of the influence of two preparation types on marginal fit of CAD/CAM alumina copings: a pilot study. Int J Prosthodont 2012;25:170–172.

78. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. J Prosthet Dent 2004;92:250–257.

Address/Adresse

Philippe Boitelle, DDS

Biomaterials and Interfaces Research Unit, Faculty of Dentistry, Paris Descartes Sorbonne Paris Cité 1, rue M. Arnoux 92120 Montrouge, France

Tel.: +33 1 58076725. Fax: +33 1 58076725

E-Mail: drphilippe.boitelle@gmail.com; philippe.boitelle2@univ-lille2.fr

Annexe 3: RI3

Hindawi Publishing Corporation
Advances in Materials Science and Engineering
Volume 2016, Article ID 7963928, 13 pages
http://dx.doi.org/10.1155/2016/7963928

Hindawi

Research Article

Adaptation Measurement of CAD/CAM Dental Crowns with X-Ray Micro-CT: Metrological Chain Standardization and 3D Gap Size Distribution

L. Tapie,[1,2] N. Chiche,[2] P. Boitelle,[2] P. Morenton,[3] J.-P. Attal,[2] N. Schmitt,[4,5] and E. Vennat[6]

[1]*IUT de Saint Denis, Paris 13 University, Sorbonne Paris Cité University, Place du 8 mai 1945, 93206 Saint Denis Cedex, France*
[2]*Department of Biomaterials, URB2i, EA 4462, Faculty of Dental Surgery, Paris-Descartes University, Sorbonne Paris Cité University, 1 rue Maurice Arnoux, 92120 Montrouge, France*
[3]*Laboratoire du Génie Industriel, EA 2606, Centrale-Supélec, Grande Voie des Vignes, 92295 Chatenay-Malabry Cedex, France*
[4]*LMT-Cachan, ENS Cachan, CNRS UMR 8535, PRES UniverSud, 61 avenue du Président Wilson 94235 Cachan Cedex, France*
[5]*University Paris-Est Créteil Val-de-Marne, Place du 8 mai 1945, 93206 Saint Denis Cedex, France*
[6]*Laboratoire Mécanique des Sols, Structures et Matériaux, CNRS UMR 8579, Ecole Centrale Paris, Grande Voie des Vignes, 92295 Chatenay-Malabry Cedex, France*

Correspondence should be addressed to L. Tapie; laurent.tapie@univ-paris13.fr

Received 2 September 2016; Accepted 17 October 2016

Academic Editor: Gianluca Percoco

Copyright © 2016 L. Tapie et al. This is an open access article distributed under the Creative Commons Attribution License, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

Computer-Aided Design and Manufacturing systems are increasingly used to produce dental prostheses, but the parts produced suffer from a lack of evaluation, especially concerning the internal gap of the final assembly, that is, the space between the prepared tooth and the prosthesis. X-ray micro-Computed Tomography (micro-CT) is a noninvasive imaging technique enabling the internal inspection of the assembly. It has proved to be an efficient tool for measuring the gap. In this study, a critical review of the protocols using micro-CT to quantify the gap is proposed as an introduction to a new protocol aimed at minimizing errors and enabling comparison between CAD/CAM systems. To compare different systems, a standardized protocol is proposed including two reference geometries. Micro-CT is used to acquire the reference geometries. A new 3D method is then proposed and a new indicator is defined (Gap Size Distribution (GSD)). In addition, the usual 2D measurements are described and discussed. The 3D gap measurement method proposed can be used in clinical case geometries and has the considerable advantage of minimizing the data processing steps before performing the measurements.

1. Introduction

Computer-Aided Design and Manufacturing (CAD/CAM) systems are becoming common in dental prosthesis production [1–4]. The adaptation of prosthesis, on the remaining and prepared dental tissues, obtained by CAD/CAM is a key factor that must be considered carefully to ensure the longevity and survival of the tooth-restoration assembly [5]. Prosthesis adaptation focuses on the metrological measurement of the fit between the prepared tooth to be restored and the manufactured restoration [6, 7]. A fit less than 100 to 120 μm is clinically validated [8, 9] and helps in limiting the restored tooth morbidity, gingival irritation, secondary caries, and sealing cement dissolution [10, 11]. This fit is considered as the most clinically relevant parameter to assess CAD/CAM system accuracy. Thus, assessing the accuracy of dental CAD/CAM systems is becoming an important topic in restorative dentistry.

In parallel, imaging techniques are more and more powerful and enable us to investigate the dental structures at different scales from the whole facial geometry of a patient [12, 13] to the dental tissues microstructure [14]. X-ray micro-Computed Tomography (micro-CT) is considered reliable for imaging dental structures [15] and more specifically for metrological measurements of dental prosthesis adaptation, and protocols to assess crown adaptation with micro-CT can

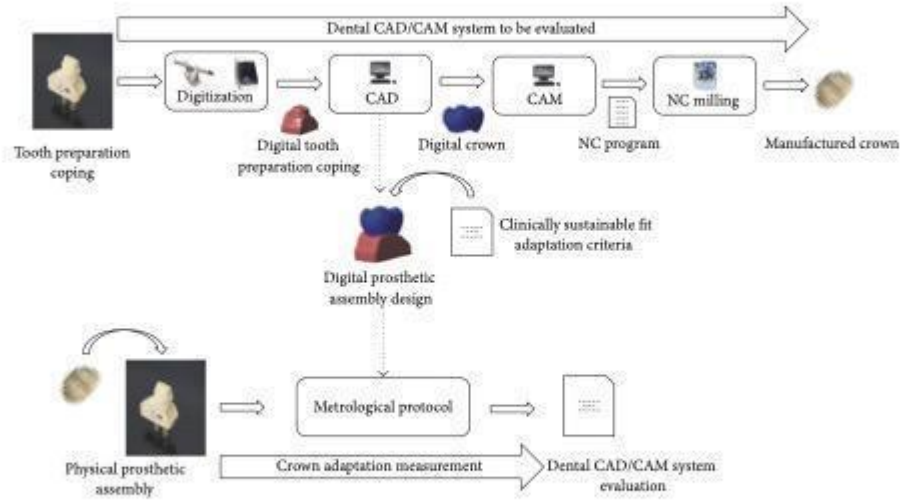


Figure 1: Dental CAD/CAM assessment workflow.

be found in the literature [16–19]. Due to the possibility of having access to the inner geometry of the dental system, micro-CT imaging is a relevant measurement technique for acquiring the fit of the assembly between the crown and the prepared tooth (die). The gap space to be measured is overlapped by the crown and cannot be reached by a contact probe or classical noncontact optical measurement devices without manipulating the assembly elements [19–21]. Thus, the micro-CT technique eliminates in particular the measurement uncertainties introduced by handling the assembly. Nevertheless, this protocol must be optimized and standardized as certain measurement biases are introduced involving fit values ranging from 20 to 200 μm. This means that the results cannot be compared and may not represent the true values for adaptation.

The aim of this article is to validate and optimize a metrological measurement protocol of CAD/CAM dental crown fits with micro-CT and to standardize such measurements. First, we propose a detailed analysis of the metrological chain involved by micro-CT scanning applied to the crown adaptation assessment. Then, we present a pilot experimental study to standardize the crown adaptation measurements and, finally, we discuss the results of our experiments. A new indicator called Gap Size Distribution (GSD) is defined to characterize gap geometry. It can be used for standardized geometries and clinical cases.

2. On Dental CAD/CAM Assessment

2.1. Objectives. The assessment of dental CAD/CAM systems is carried out by the metrological measurement of the fit between a coping model of a prepared tooth (die) and the restoration (crown prosthesis) manufactured using CAD/CAM (Figure 1).

As illustrated in Figure 1, the dental CAD/CAM process is divided into three main steps: (1) a coping of a tooth preparation is digitized; (2) a restorative prosthetic assembly is designed on a computer (computer aided design (CAD)) according to the clinical recommendation for fit adaptation; (3) the prosthesis milling process is performed with Computer-Aided Manufacturing (CAM) and numerical-controlled (NC) milling.

After the CAD/CAM process, the prosthesis coping and tooth preparation coping assembly is measured to assess prosthesis adaptation. A metrological protocol is needed to perform the fit adaptation measurement. The objective is to evaluate the gap between the prepared tooth coping and the prosthesis coping on the basis of dimensional criteria described in Section 3.2.

As the best fit adaptation measurement is evaluated through the dimensions of the gap between the tooth preparation coping and the prosthesis coping, it is necessary to access the gap volume. As the prosthesis shape covers this volume, micro-CT imaging seems to be a relevant data acquisition technique to access the gap dimensions [22].

2.2. Crown Adaptation Criteria. The terminology of crown adaptation criteria that has been unanimously accepted was defined by Holmes et al. [23] and is illustrated in Figure 2.

The measurements of the distances are usually made in planes (Figure 2(a)) containing the prosthesis axis of insertion (prosthesis path of draw in Figure 2). According to the glossary of prosthodontic terms [24], the prosthesis path

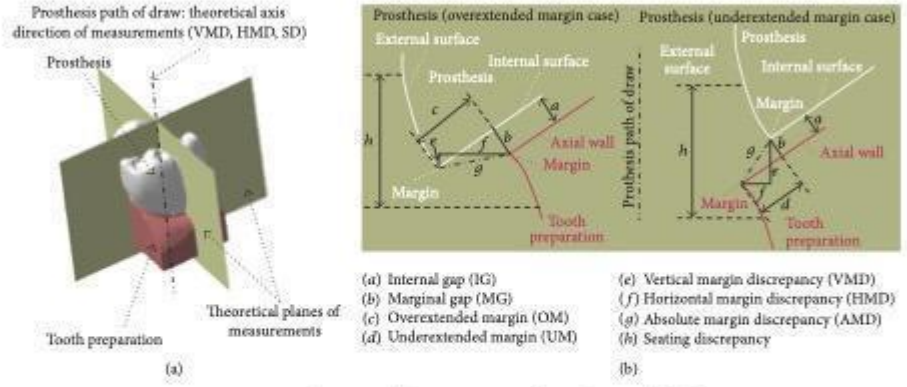


FIGURE 2: Definitions of adaptation criteria from Holmes et al. [23].

of draw is a synonym of *path of placement or path of insertion or path of withdrawal* and can be defined as *the specific direction in which a prosthesis is placed on the abutment teeth or dental implant(s)*. According to this definition the *prosthesis axis* (PA) is defined as *the planned line or path of placement and removal for a dental restoration*.

In clinical practice, either in conventional (manual) or in CAD/CAM prosthesis production, the PA is materialized by a fictive axis defined in the dentist mind during manual milling of the tooth. Then, the PA is recognized by anatomical surface analysis of the milled prepared tooth during prosthesis design tasks. In the case of CAD/CAM production, a manual identification of PA may be assisted by computerized detection of a geometrical axis minimizing the undercuts area. Nevertheless, the PA definition is too vague to clearly/mathematically identify a unique PA resulting in several possible PA identifications for the same tooth preparation.

As the crown covers the tooth preparation, the internal gap is defined to evaluate the distance between the prepared tooth and the crown.

(a) Internal gap (IG) is perpendicular distance from the internal surface of the prosthesis to the axial wall of the tooth preparation.

Depending on the manufacturing and the clinical adjustment, the crown margin may overextend or underextend the tooth preparation margin as shown in Figure 2(b) so several criteria are defined to evaluate overextension or underextension on the marginal area.

(b) Marginal gap (MG) is perpendicular distance from the internal surface of the prosthesis to the margin of the tooth preparation.

(c) Overextended margin (OM) is perpendicular distance from the marginal gap (MG) to the prosthesis margin.

(d) Underextended margin (UM) is perpendicular distance from the marginal gap (MG) to the margin of the tooth preparation.

(e) Vertical marginal discrepancy (VMD) is distance parallel to the path of draw of the prosthesis from the margin of the prosthesis to the margin of the tooth preparation.

(f) Horizontal marginal discrepancy (HMD) is distance perpendicular to the path of draw of the prosthesis from the margin of the prosthesis to the margin of the tooth preparation.

(g) Absolute marginal discrepancy (AMD) is absolute distance from the prosthesis margin to the margin of the tooth preparation. When OM or UM are null, AMD is equal to MG. When MG is null, AMD is equal to OM or UM.

(h) Seating discrepancy (SD) is distance parallel to the path of draw through an arbitrary point (or points) on the external surface of the prosthesis and tooth preparation away from the margins.

Fit adaptation measurement protocols based on micro-CT scanning have been proposed in the literature [6].

3. Critical Analysis of Existing Protocols Using Micro-CT

In order to process the data acquisition it is necessary to define the geometrical systems of reference (plane and direction to perform the measurements) and the specificities of the micro-CT scan measurements. These technical aspects are dealt with to a greater or lesser degree in the description of existing protocols.

3.1. The Issue of Matching and Identifying Acquisition and Prosthesis Axis. The principle of micro-CT tomography consists in the mathematical reconstruction of a complete

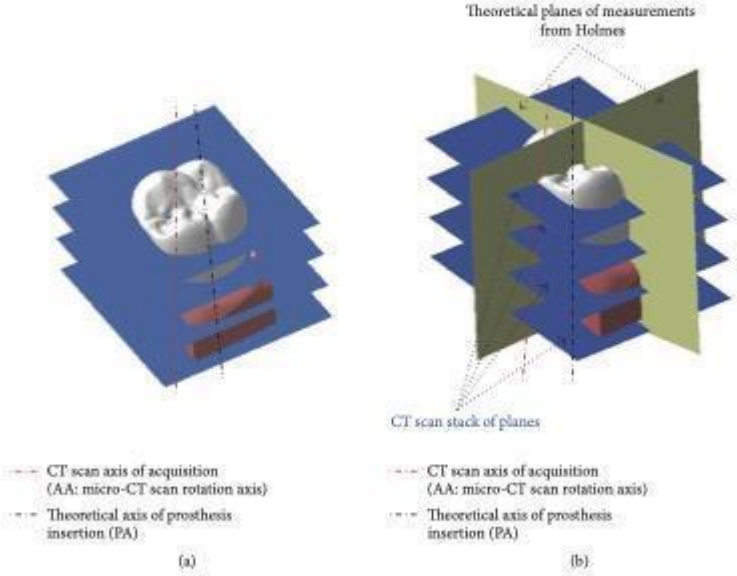


FIGURE 3: Directions of acquisition versus theoretical directions of measurements.

volume from a series of several hundred of projection images (radiograph or radiograms) obtained by illuminating with an X-ray source an object from different directions and collecting the transmitted data thanks to a detector [25]. Either the X-ray source or the detector (linear or array detector) is moving during the exposure around the stationary object (rotation around an axis) or they are stationary and the object is rotating around the axis. In some case an additional sliding movement is added to the rotation movement. The reconstructed images are obtained from the scan data by mathematical processing (solving the inverse Radon transformation using filtered back projection or linear algebra or iterative physical model-based maximum likelihood expectation maximization). Images are digitally displayed in terms of relative radiodensity and archived as a stack of images in parallel planes (blue planes in Figure 3(a)). These planes are perpendicular to the rotation axis of the micro-CT scan, which can be termed the axis of acquisition (AA).

The first issue raised by existing protocols is matching and identifying acquisition (AA) and prosthesis axis (PA). In the academic protocols proposed by Borba et al. [16], Pelekanos et al. [17], and Mously et al. [18], AA is considered as parallel to PA whereas they were not aligned during images acquisition. Then, the PA identification is performed on the stack of images acquired (Pelekanos et al. [17]) or on a 3D volumetric reconstruction of the data acquired (Borba et al. [16]), then generating a stack of slices around this axis (beige vertical planes in Figure 3(b)). Thus, the resulting slicing planes of measurements are processed around an axis inclined from the axis of insertion (PA), involving measurement errors in the adaptation criteria. Besides, a manual identification of PA is performed, so PA axis identification cannot be unique and cannot be the same PA defined during the crown design (black axis in Figure 3).

For each protocol the directions of slicing planes of measurements around PA cover the buccolingual (width direction of the tooth as illustrated in Figure 4) and mesiodistal directions (length direction of the tooth as illustrated in Figure 4). Nevertheless, in Pelekanos et al. [17] and Borba et al. [16] protocols, respectively, ten and two radial slicing planes are used for measurements and in Mously et al. protocol five parallel planes around PA are used. As buccolingual and mesiodistal directions are anatomical directions [26, 27], their identification remains difficult. For instance, IG parameter must be measured perpendicular to the tooth preparation surface whereas the slicing planes directions are not perpendicular to these surfaces as illustrated in Figure 4.

The measurement reference system obtained after data processing can be not coincident with the expected theoretical measurement reference system due to the unclear identification of PA and measurements directions after acquisition. As mentioned previously, it is necessary to standardize the definition of PA.

3.2. The Issue of Identifying and Measuring the Gap Geometry. The images quality and accuracy might be affected by acquisition artifacts and the spatial resolution of the micro-CT scan [28]. The beam-hardening effect introduces enhanced

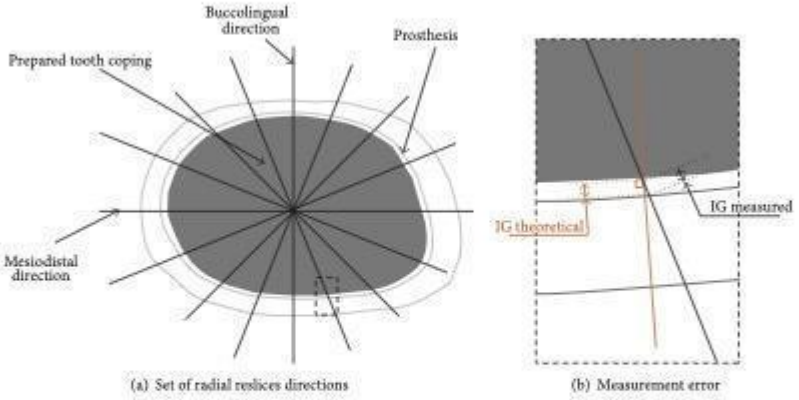


FIGURE 4: Set of radial slicing planes containing PA (a) planes directions and (b) measurement error.

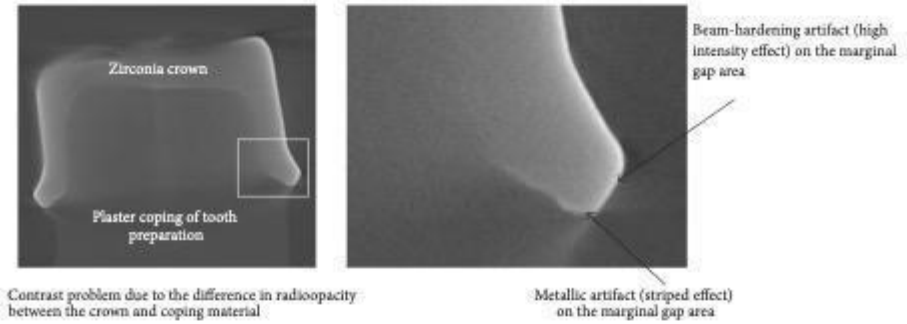


FIGURE 5: Acquisition artifacts.

intensity on the object border [29]. Such artifacts are closely linked to the polychromatic property of the X-ray beam. A metallic part (aluminum, copper, or tungsten filter) can be used for filtering the beam and attenuating the beam-hardening effect. However, such metallic filtering increases acquisition noise. The ring effect introduces concentric circles on images, centered on the micro-CT scan rotation axis. This effect can be imputed to mechanical displacement defects or detector defects (defective pixels) during X-ray radiographic projections. Such defect effects can be avoided by modifying the scanning strategy (minimization of the influence of defective pixels on radiographic projections) or specific image-processing algorithms applied on the reconstructed stack of images. The presence of metal on the object to be scanned can generate stripes on the reconstructed images. This effect is due the high density of the metallic object, which is higher than the density that the X-ray beam can penetrate. The object or X-ray source and detector movements during acquisition introduce shadows on the reconstructed images.

As it was presented in Section 2, to measure the gap on the prosthetic assembly, the prosthesis and prepared tooth copings boundaries must be visible, accurate, and dimensionally reliable: artifacts on reconstructed images must be avoided and the contrast must be sufficient to identify the prosthetic assembly boundaries. In the case of dental crown adaptation measurements, the radiodensity and composition of the materials used for both the crown and the coping of the prepared tooth must be considered. The range of biomaterials used for CAD/CAM crown manufacturing is very wide and includes ceramics, composites, hybrids, and polymers [28, 30]. These different types of material vary due to their composition and radiodensity, leading to specific X-ray beam adjustment and filtering. In Figure 5, an X-ray scan of a prosthetic assembly composed of a zirconia crown and a plaster coping is illustrated; nonsuitable adjustment and filtering involve acquisition artifacts and make image processing difficult: the radiodensity properties of these two materials are too different to allow clear distinguishing of the assembly gap.

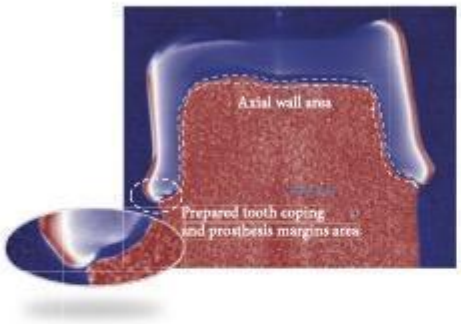


Figure 6: Anatomical element recognition.

Another problem involved by micro-CT scan protocol is the manual identification of the anatomical elements (tooth and preparation margins, tooth axial wall, and prosthesis internal surface) necessary to perform the measurement of the fit adaptation criteria. As illustrated by a colored X-ray image in Figure 6, the 2D curve limitation associated with the axial wall is very difficult to identify; the position of the points associated with the margins are not clear due to the fillet radius. As a consequence, manual recognitions of anatomical elements and manual measurements observed in Mously et al., Pelekanos et al., and Borba et al. protocols are unclear and introduced measurements errors.

3.3. The Issue of Choosing the Micro-CT Scan Spatial Resolution. The unit element of a stack of images obtained by micro-CT scan is the voxel (volumetric pixel), the size of which depends on the X-ray magnification but is usually in the range of several microns to several tenth microns. The spatial resolution of the micro-CT scan is defined by the minimal dimensional variation that the micro-CT scan can acquire. This resolution is different from the image resolution given by voxel size. Voxel size can be lower than the spatial resolution. The spatial resolution is the combination of the detector resolution, the mechanical accuracies of the rotating, and sliding movements and the beam intensity [31]. The spatial resolution of the micro-CT scan must be chosen as well as a function of the range of crown adaptation parameters defined during prosthesis design about 50 to 100 μm.

3.4. The Problem of Standardizing Prosthetic Assembly Manufacturing. In the protocols of Borba et al. and Pelekanos et al. [16, 17], the prosthetic assembly was composed of a single prepared tooth model and crown copings obtained after CAD/CAM and sintering. However, different plaster copings of this prepared model were used to manufacture each crown coping. Therefore, the geometry of the assembly measured was not the same as the assembly manufactured by the CAD/CAM system to be evaluated. Plaster copings of the prepared tooth model introduce geometrical defects, so these defects were also evaluated on the crown adaptation. In the protocol of Mously et al. [18], they paired a prepared tooth coping and a crown coping obtained after CAD/CAM and sintering to compose the prosthetic assembly. Acrylic tooth copings of the tooth model were fabricated by CAD/CAM. Due to this duplication, geometrical defects were introduced by the first CAD/CAM system that was not subjected to evaluation. The range of these defects was unknown and assumed to be equivalent to those of the second CAD/CAM system to be evaluated. Each acrylic tooth was associated with its own CAD/CAM crown coping, so two consecutive CAD/CAM systems and sintering were evaluated in this protocol.

The sintering step and the duplication of the tooth preparation model must be removed from the protocol to minimize the introduction of parasitic geometrical defects on the final adaptation measurements. As there is a gap between the prepared tooth coping and the prosthesis coping, several relative positions can be achieved between the two parts of the prosthetic assembly. The nonunicity of the prosthetic assembly is also a drawback when standardizing the protocol.

4. X-Ray Micro-CT: 3D Metrological Chain Proposition—Pilot Study

In this section, a new 3D metrological chain is proposed and validated on two simplified geometries of dental assembly which have the main characteristics of real dental assemblies. The need of standardized geometries is crucial in order to assess and compare CAD/CAM systems in the future.

Our method used a maximal covering sphere algorithm to assess a new indicator: Gap Size Distribution (GSD), which plays a key role in the quality of the assembly.

4.1. Reference Assembly: Standardized Geometries. Based on classical preparation recommendations, two simplified geometries are proposed (Figure 7) as those proposed by Borba et al. [16]. A pyramidal and a conical geometry are chosen. A crucial property of these geometries is that they are composed of regular shapes with PA defined mathematically: the axis of symmetry. Once defined, they are then designed using CAD software in this case Catia V5 (Dassault Systems).

The standardized prepared tooth is designed according to molar anatomical volume [26] and fixed prosthodontics clinical recommendations [27] as follows:

(i) The basis surface (modeling sound tissues of the tooth): parallelepiped with a square basis ($8 \times 8 \times 4\ mm^3$) for the pyramidal part and cylinder basis (diameter of 8 mm and height of 4 mm).

(ii) The margin curve (as defined in Figure 2): planar curves, respectively, a square of 8 mm length and a circle of 8 mm.

(iii) The axial surface (as defined in Figure 2): respectively, a drafted pyramidal surface with a squared basis of $6 \times 6\ mm^2$, height of 6 mm and draft angle of 6° and a drafted conical surface with a circular basis of 6 mm diameter, and height of 6 mm and draft angle of 6°.

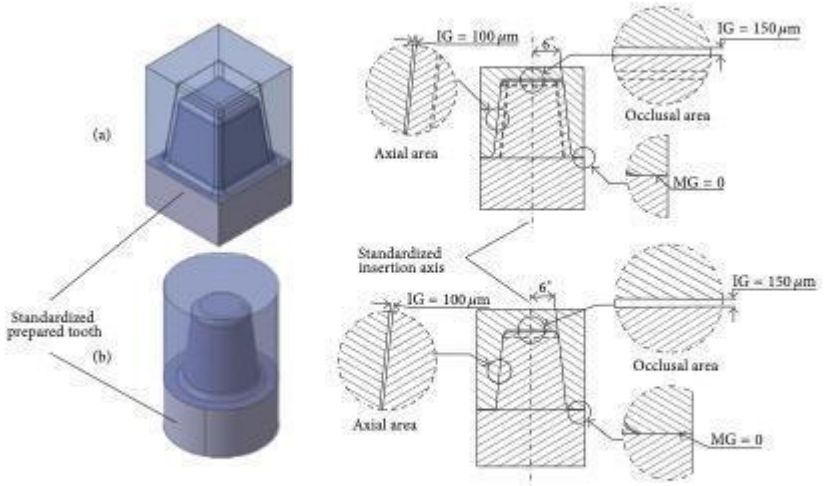


Figure 7: Standardized geometries: (a) pyramidal and (b) conical.

(iv) The marginal and occlusal surfaces are the planes, respectively, representing the basis and axial limiting surfaces.

(v) Marginal and occlusal surfaces are connected with rounded chamfers of 0.5 mm radius to the axial surface.

The standardized prostheses are designed according to the CAD/CAM design protocol. The axis of symmetry of the standardized prepared tooth (cone axis for the conical part and axis given by the intersection of the symmetry plane for the pyramidal part) is considered as PA.

The internal gap (IG in Figure 2) value is set to 100 μm on the axial area and 150 μm on the occlusal area according to the mean value considered clinically reliable [6, 32, 33].

The marginal gap (MG in Figure 2) value is set to zero, to avoid secondary caries due to microleakage in the marginal area, leading to the introduction of bacteria and gum irritation [34–36].

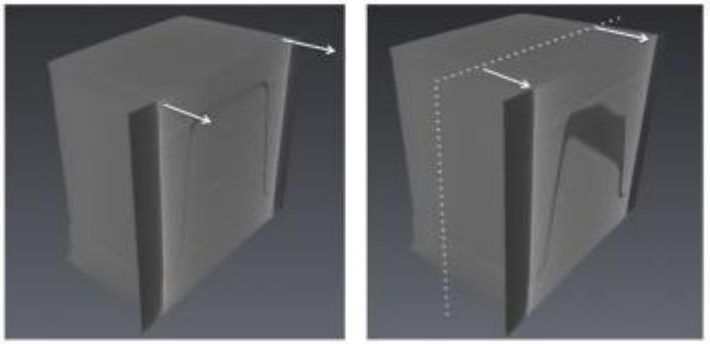
Likewise, no over- or underextended margins are manufactured. Over and underextended margins introduce dental plaque retention involving the accumulation of bacteria close to the marginal area and gum irritation. Thus, the underextended margin (UM) and overextended margin (OM) are set to zero (Figure 2). It results in the fact that the vertical marginal discrepancy (VMD), horizontal marginal discrepancy (HMD), and absolute marginal discrepancy (AMD) are null.

4.2. Reference Assembly: Materials and Fabrication. The two parts of the assembly (die and restoration) were made of a hybrid composite (Vita Enamic®, Vita-Zahnfabrik, Germany: resin infiltrated ceramics). This biomaterial has several advantages with regard to other dental materials: good machinability, less brittle behavior than ceramics, and enhanced wear resistance compared to composites. Moreover, because of its good radioopacity, artifacts involved during X-ray acquisition are reduced.

The two standard assemblies were fabricated with a numerical-controlled milling machine prototype (Lyra, GACD).

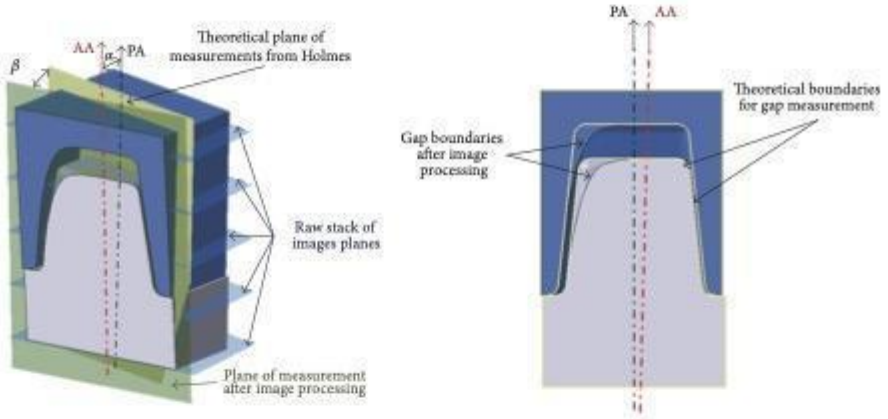
4.3. X-Ray Micro-CT Acquisition. The CT images of the two types of assembly have been created with an X-ray microtomograph (X-View X50-CT, North Star Imaging) equipped with a cooled open microfocus a Dual Head XWT240-XCI90 tubes used in mode reflection less than from and a flat panel detector NSI Dexala 752 ($9.9'' \times 11.4''$, 75 mm pixel pitch, 3073 × 3888 pixel matrix, dynamic range 14 bit). For the acquisition, reflection mode configuration of the X-ray source was used (detail detectability less than 1 μm) with an accelerating voltage of 130 KV, a current of 50 μA. The detector was used in 2 × 2 binning mode and the exposure time was 200 ms per frame. A stack of roughly 1300 grayscale images was obtained from 1200 projections using a standard filtered back-projection reconstruction algorithm. The reconstruction of the CT image using a standard filtered back-projection reconstruction algorithm was performed with the NSI in-house software efX-CT. The magnification adopted allowed us to create CT image with a voxel size of approximately $8 \times 8 \times 8\,\mu m^3$ which is consistent for measuring a gap of 100 μm.

The image stack acquired was also processed using Avizo the 3D analysis software commercialized by FEI (Visualization Sciences Group) to visualize the assembly and the open source image-processing software ImageJ [37] to measure the



(a) (b)

FIGURE 8: Direct 3D visualization of the pyramidal assembly. (a) A clipping plane has been added in the middle of the assembly. (b) A clipping plane has been added at a more marginal location.



(a) (b)

FIGURE 9: 3D simulation of errors occurring during CT scan acquisition and image postprocessing for pyramidal assembly (a) detailed errors; (b) overlay of theoretical and simulated image slices.

gap in 3D. A maximal covering sphere (MSC) algorithm was used [38, 39] to perform the 3D gap measurement.

4.4. 3D Visualization. An initial visual inspection of the assembly was conducted on the micro-CT images using Avizo's volume rendering tool (with threshold manual adjustment) and a vertical clipping plane at different locations was added in order to visualize the raw data (Figure 8 and film). It can be observed that the symmetry axis of the assembly (PA) was not perfectly coincident with the axis of acquisition (AA) in the tomograph, resulting in unexploitable vertical 2D images (Figure 8(b)). As discussed in Section 3, gap measurements cannot be processed directly from the raw stack of 2D micro-CT images. Thus, each surface (axial wall, internal surface), curve (prepared tooth and prosthesis margins), and measurement system of reference (PA and stack of reslicing planes) needed to perform the gap measurement were tilted from their theoretical position (Figure 9).

As for the protocols mentioned in Section 3, the insertion axis (PA, black axis in Figure 9), equivalent to the symmetry axis for our standard geometries, does not perfectly coincide with the tomograph acquisition axis (AA, red axis in Figure 9). The assembly positioning on the micro-CT scan object support introduces an angular misalignment (α in Figure 9(a)): to avoid assembly parasitic movement during CT scanning the die was bonded on the support introducing

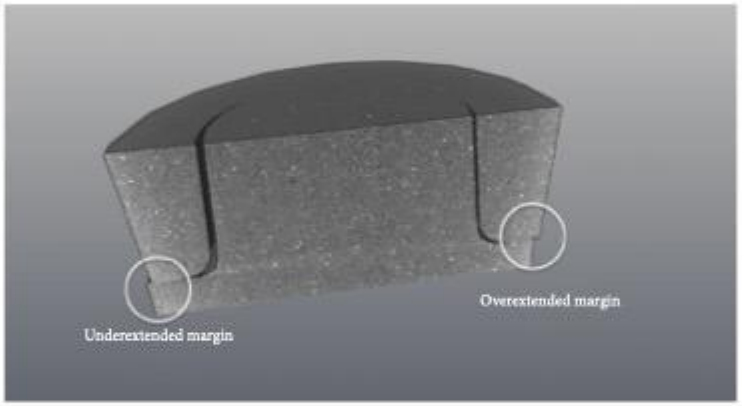


Figure 10: Direct 3D visualization of margin over- and underextension, due to misalignment of the prepared tooth and prosthesis axis.

positioning inaccuracy. As illustrated in Figure 9(a), the measurement plane (green plane) is obtained with an orthoslice of the raw stack of images (perpendicular to the blue planes directions AA); thus, the green plane is parallel from AA direction and tilted with α angle from the theoretical plane of measurements (beige vertical planes). Besides, during the orthoslice processing, the slicing directions must be defined introducing an angular misalignment β; thus, the green plane of measurements is also tilted with a β angle from the theoretical plane of measurement (beige vertical planes). This double tilting results in inaccurate representation of the gap boundaries as illustrated in Figure 9(b). As explained previously, for the conical assembly, β angle misalignment has no influence due to revolution axis of symmetry.

The margin over- and underextension can also be detected by direct 3D visualization, as depicted in Figure 10.

Under- and overextension result from a wrong positioning of the prosthesis when assembling. The prosthesis and the prepared tooth are in planar contact. Due to the gap between the two parts, as illustrated in Figure 11(a), one rotation around PA and two sliding movements, respectively, along X_0 and Y_0 directions are occurring. The sliding movements introduce a misalignment of the prosthesis (green axis in Figure 11) from PA used for the prosthetic assembly design (black axis in Figure 11). The combination of axis misalignment and prosthesis rotation generates over- and underextension of the prosthesis margin and nonuniform gap volume as illustrated in Figure 11(b). For the conical assembly, the rotation around PA has no influence due to revolution axis of symmetry.

The influence of the qualitative inspection and simulation of positioning defects on the gap measurement emphasizes the need to identify the assembly axis of symmetry (PA) and the direction of slicing plane before performing 2D gap measurements on the data acquired.

Besides, due to the gap, several positions of the prosthesis can be reached thus generating under- and overextension and nonuniform gap volume around the preparation. This gap volume distribution around the prepared tooth is difficult to analyze without a 3D characterization.

The conical assembly, due to its revolution axis of symmetry, allows avoiding problems of 2D measurement plane directions and relative rotation between the prosthesis and its die. Yet, the conical shape is less characteristic than the pyramidal shape regarding the prepared tooth shape obtained in clinical practice.

As standardizing the gap measurement protocol using the 2D measurements can be difficult, a new 3D method for measuring this gap is proposed.

4.5. New 3D Gap Measurement Method. To prevent errors arising from 2D measurements or limitations induced by images processing and especially reslicing, a maximal covering sphere algorithm is used in order to measure the gap in 3D. The principle of this algorithm is to measure the dimension of a space at a point by finding the largest sphere containing the point (and remaining in the space considered) diameter which is called the maximal covering sphere (MCS). This algorithm is frequently used to measure the size of a solid/porous phase of porous media such as trabecular bone or scaffolds for tissue engineering [40]. The measure in 3D avoids the 2D errors that can be made (e.g., the second image in Figure 8 will lead to an overestimated gap size measurement). The MCS algorithm is used directly on the binarized stack of images acquired. So here, the main influencing parameter is the chosen threshold used to achieve binarization and the possible filters used to process the image stack.

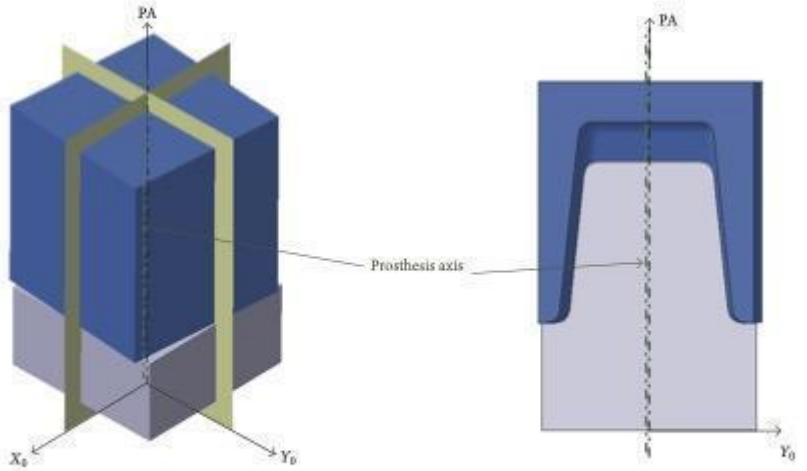


Figure 11: 3D simulation of errors occurring in prosthesis assembly.

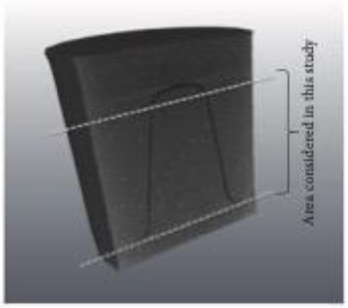


Figure 12: Area chosen to measure the gap in 3D illustrated on the conical assembly.

In this study, the proposed method is illustrated on the assembly and focuses on the gap axial and marginal areas (Figure 12).

Figure 13 represents the gap size map assessed by the MCS algorithm on assemblies. The gap measurement is achieved on the whole volume of the gap and not only on a few points on a few slices.

Figure 14 shows the histogram of the Gap Size Distribution (GSD) in these assemblies (the indicated frequency corresponding to the probability to find this gap size). The conical assembly (gray bars) exhibits a smooth Gap Size Distribution from 0 to 200 μm, whereas a bimodal Gap Size Distribution is detected in the pyramidal assembly. The pyramidal assembly presents two main gap sizes around 50 μm and around 140 μm.

The figures clearly indicate a translation of the prosthetic part assemblies. This translation explains the over- and underextension observed in Figure 10. This translation explains the over- and underextension observed in Figure 10. It results in a heterogeneous gap whose dimension varies by up to 200 μm in both types of assembly. As the assembly was designed to have a homogeneous gap of 100 μm, it is logical to have a gap up to 200 μm due to the translation of the prosthesis (leading to a minimal gap at one point and to a "double" gap at the opposite point).

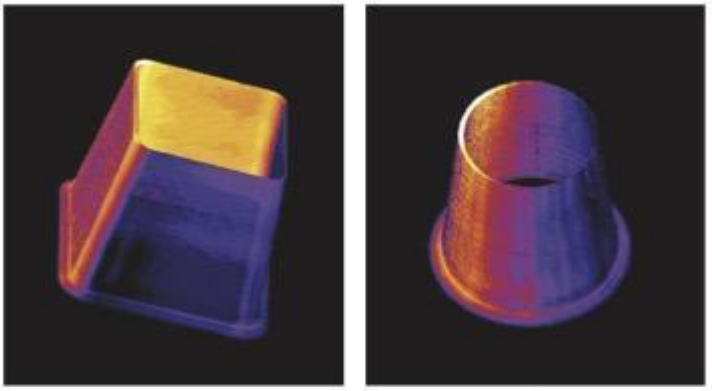
The conical assembly gap size is more smoothly distributed and we predict that such smooth distribution will be more favorable for the durability of the prosthesis through time (of course, further studies are needed to demonstrate this).

This therefore leads to the first interesting conclusion that can be drawn from this study: different tooth preparations will lead to different GSDs, thereby certainly influencing the future of prosthesis life. It should be interesting to measure the GSD in the case where the gap is filled (by an adhesive or a cement), then to observe whether it is more homogeneous, and finally to assess the impact of the GSD on the mechanical behavior of the assembly.

We may also remark that

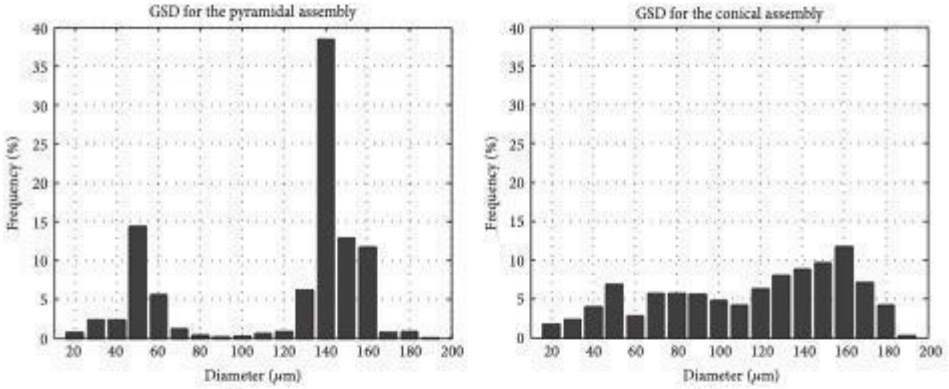
(i) the 3D map of the gap size can also allow the detection of a rotation of the prosthesis on the die,

(ii) the MCS algorithm can also be used to measure the thickness of the prosthesis. Another indicator that can be called PTD (Prosthesis Thickness Distribution) can be defined.



(a) (b)

FIGURE 13: 3D visualization of gap dimension (obtained using the MCS algorithm). (a) Pyramidal shape. (b) Conical shape. White color corresponds to the maximal gap size of each case.



(a) (b)

FIGURE 14: Gap Size Distribution (GSD) for the pyramidal assembly (a) and for the conical assembly (b).

5. Conclusion

In this paper, a critical review of the protocols using X-ray micro-CT to evaluate a prosthetic assembly adaptation was proposed and used to define a new 3D protocol.

Reference geometries mimicking a prosthetic assembly had to be defined to compare different production systems. Two parameterized geometries were defined and used to validate our gap 3D measurement protocol (a conical and a pyramidal assembly). A 2D gap measurement protocol was also mentioned, but we argued that this type of measurement is extremely sensitive to the choice and definition of the measurement plane. Resulting plane choice errors were simulated and quantified in order to highlight the difficulty of using such a protocol, especially on a real dental prosthetic assembly.

By definition, the 3D measurement protocol helps to overcome this problem: plane definition is no longer needed and so the 3D measurement protocol can be used on all types of prosthetic assembly. It also allows the estimation of a new indicator, Gap Size Distribution (GSD), which is a representation of the gap size in the whole area considered. The GSD in a conical and a pyramidal assembly was represented and presented an interesting difference: the GSD in the conical assembly provided smooth distribution whereas in the pyramidal assembly distribution preparation was clearly

bimodal. Therefore, the natural next step of this study is to investigate the influence of GSD on the future life of the prosthesis, especially on its mechanical behavior.

Competing Interests

The authors declare that there is no conflict of interests regarding the publication of this paper.

Acknowledgments

This work benefited from the financial support of the LabeX LaSIPS (ANR-10-LABX-0040-LaSIPS), managed by the French National Research Agency under the "Investissements d'Avenir" program (no. ANR-11-IDEX-0003-02). This work also received financial support from the French "Agence Nationale de la Recherche," through the "Investissements d'Avenir" program (ANR-10-EQPX-37 MATMECA Grant). The authors would like to thank Mr. N. Lenoir (Laboratoire Navier, UMR 8205) and Mr. B. Smaniotto (LMT Cachan, UMR8535) for their technical assistance in performing the micro-CT acquisitions.

References

[1] D. J. Fasbinder, "Computerized technology for restorative dentistry," *American Journal of Dentistry*, vol. 26, no. 3, pp. 115–120, 2013.

[2] R. van Noort, "The future of dental devices is digital," *Dental Materials*, vol. 28, no. 1, pp. 3–12, 2012.

[3] T. Miyazaki, Y. Hotta, J. Kunii, S. Kuriyama, and Y. Tamaki, "A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience," *Dental Materials Journal*, vol. 28, no. 1, pp. 44–56, 2009.

[4] F. Beuer, J. Schweiger, and D. Edelhoff, "Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations," *British Dental Journal*, vol. 204, no. 9, pp. 505–511, 2008.

[5] A. Merdji, B. Bachir Bouiadjra, B. Ould Chikh et al., "Stress distribution in dental prosthesis under an occlusal combined dynamic loading," *Materials and Design*, vol. 36, pp. 705–713, 2012.

[6] P. Boitelle, B. Mawussi, L. Tapie, and O. Fromentin, "A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations," *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 41, no. 11, pp. 853–874, 2014.

[7] K. Kuhn, S. Ostertag, M. Ostertag, M. H. Walter, R. G. Luthardt, and H. Rudolph, "Comparison of an analog and digital quantitative and qualitative analysis for the fit of dental copings," *Computers in Biology and Medicine*, vol. 57, pp. 32–41, 2015.

[8] S. Karlsson, "The fit of procera titanium crowns: an in vitro and clinical study," *Acta Odontologica Scandinavica*, vol. 51, no. 3, pp. 129–134, 1993.

[9] M. K. Molin and S. L. Karlsson, "A randomized 5-year clinical evaluation of 3 ceramic inlay systems," *International Journal of Prosthodontics*, vol. 13, no. 3, pp. 194–200, 2000.

[10] K. Tan, B. E. Pjetursson, N. P. Lang, and E. S. Y. Chan, "A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years," *Clinical Oral Implants Research*, vol. 15, no. 6, pp. 654–666, 2004.

[11] J.-G. Wittneben, R. F. Wright, H.-P. Weber, and G. O. Gallucci, "A systematic review of the clinical performance of CAD/CAM single-tooth restorations," *The International Journal of Prosthodontics*, vol. 22, no. 5, pp. 466–471, 2009.

[12] L. M. Galantucci, R. Ferrandes, and G. Percoco, "Digital photogrammetry for facial recognition," *Journal of Computing and Information Science in Engineering*, vol. 6, no. 4, pp. 390–396, 2006.

[13] L. M. Galantucci, G. Percoco, F. Lavecchia, and E. Di Gioia, "Noninvasive computerized scanning method for the correlation between the facial soft and hard tissues for an integrated three-dimensional anthropometry and cephalometry," *Journal of Craniofacial Surgery*, vol. 24, no. 3, pp. 797–804, 2013.

[14] E. Vennat, W. Wenlong, A. Gourrier, R. Genthial, and J. P. Attal, "3D imaging of the dentinal porous structure using confocal laser scanning microscopy," in *Proceedings of the 4th International Conference on Computational and Mathematical Biomedical Engineering*, Cachan, France, June 2015.

[15] L. M. Galantucci, G. Percoco, F. Lavecchia, and E. Di Gioia, "Noninvasive computerized scanning method for the correlation between the facial soft and hard tissues for an integrated three-dimensional anthropometry and cephalometry," *Journal of Craniofacial Surgery*, vol. 24, no. 3, pp. 797–804, 2013.

[16] M. Borba, P. F. Cesar, J. A. Griggs, and Á. Della Bona, "Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures," *Dental Materials*, vol. 27, no. 11, pp. 1119–1126, 2011.

[17] S. Pelekanos, M. Koumanou, S.-O. Koutayas, S. Zinelis, and G. Eliades, "Micro-CT evaluation of the marginal fit of different In-Ceram alumina copings," *The European Journal of Esthetic Dentistry*, vol. 4, no. 3, pp. 278–292, 2009.

[18] H. A. Mously, M. Finkelman, R. Zandparsa, and H. Hirayama, "Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique," *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 112, no. 2, pp. 249–256, 2014.

[19] O. Schaefer, D. C. Watts, B. W. Sigusch, H. Kuepper, and A. Guentsch, "Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate partial crowns in vitro: a three-dimensional analysis of accuracy and reproducibility," *Dental Materials*, vol. 28, no. 3, pp. 320–326, 2012.

[20] O. Moldovan, R. G. Luthardt, N. Corcodel, and H. Rudolph, "Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings," *Dental Materials*, vol. 27, no. 12, pp. 1273–1278, 2011.

[21] J. Ng, D. Ruse, and C. Wyatt, "A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods," *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 112, no. 3, pp. 555–560, 2014.

[22] J. P. Kruth, M. Bartscher, S. Carmignato, R. Schmitt, L. De Chiffre, and A. Weckenmann, "Computed tomography for dimensional metrology," *CIRP Annals—Manufacturing Technology*, vol. 60, no. 2, pp. 821–842, 2011.

[23] J. R. Holmes, S. C. Bayne, G. A. Holland, and W. D. Sulik, "Considerations in measurement of marginal fit," *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 62, no. 4, pp. 405–408, 1989.

[24] "The glossary of prosthodontic terms," *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 94, no. 1, pp. 10–92, 2005.

[25] W. A. Kalender, "X-ray computed tomography," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 51, no. 13, pp. R29–R43, 2006.

[26] J. B. Woelfel and R. C. Scheid, *Dental Anatomy: Its Relevance to Dentistry*, Williams & Wilkins, 2002.

[27] H. Wiskott, *Fixed Prosthodontics: Principles and Clinics*, Quintessence, 2011.

[28] S. Siddique, M. Imran, M. Rauer et al., "Computed tomography for characterization of fatigue performance of selective laser melted parts," *Materials and Design*, vol. 83, pp. 661–669, 2015.

[29] M. Ito, "Assessment of bone quality using micro-computed tomography (micro-CT) and synchrotron micro-CT," *Journal of Bone and Mineral Metabolism*, vol. 23, no. 1, pp. 115–121, 2005.

[30] R. Giordano, "Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations," *Journal of the American Dental Association*, vol. 137, no. 9, pp. 14–31, 2006.

[31] C. T. Badea, A. W. Wetzel, N. Mistry, S. Pomerantz, D. Nave, and G. A. Johnson, "Left ventricle volume measurements in cardiac micro-CT: the impact of radiation dose and contrast agent," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 32, no. 3, pp. 239–250, 2008.

[32] I. Sailer, A. Fehér, F. Filser et al., "Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up," *Quintessence International*, vol. 37, no. 9, pp. 685–693, 2006.

[33] I. Sailer, A. Fehér, F. Filser, L. J. Gauckler, H. Lüthy, and C. H. F. Hämmerle, "Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures," *International Journal of Prosthodontics*, vol. 20, no. 4, pp. 383–388, 2007.

[34] W. Romão Jr., W. G. Miranda Jr., P. F. Cesar, and R. R. Braga, "Correlation between microleakage and cement thickness in three Class II inlay ceramic systems," *Operative Dentistry*, vol. 29, no. 2, pp. 212–218, 2004.

[35] P. H. O. Rossetti, A. L. do Valle, R. M. de Carvalho, M. F. de Goes, and L. F. Pegoraro, "Correlation between margin fit and microleakage in complete crowns cemented with three luting agents," *Journal of Applied Oral Science*, vol. 16, no. 1, pp. 64–69, 2008.

[36] C. P. Trajtenberg, S. J. Caram, and S. Kiat-Amnuay, "Microleakage of all-ceramic crowns using self-etching resin luting agents," *Operative Dentistry*, vol. 33, no. 4, pp. 392–399, 2008.

[37] W. Rasband, *ImageJ*, Bethesda, Md, USA.

[38] T. Hildebrand and P. Rüegsegger, "A new method for the model-independent assessment of thickness in three-dimensional images," *Journal of Microscopy*, vol. 185, no. 1, pp. 67–75, 1997.

[39] R. Dougherty and K. Kunzelmann, "Computing local thickness of 3D structures with ImageJ," *Microscopy and Microanalysis*, vol. 13, no. S02, pp. 1678–1679, 2007.

[40] M. A. Knackstedt, C. H. Arns, T. J. Senden, and K. Gross, "Structure and properties of clinical coralline implants measured via 3D imaging and analysis," *Biomaterials*, vol. 27, no. 13, pp. 2776–2786, 2006.

Annexe 4: RI4

THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY

RESEARCH AND EDUCATION

Evaluation of the marginal fit of CAD-CAM zirconia copings: Comparison of 2D and 3D measurement methods

Philippe Boitelle, DDS, PhD,[a] Laurent Tapie, PhD,[b] Bernardin Mawussi, PhD,[c] and Olivier Fromentin, DDS, PhD[d]

ABSTRACT

Purpose. The purpose of this in vitro study was to compare the marginal fit of zirconia copings by using 2 different measurement methods: a triple optical scan method and a silicone replica method.

Material and methods. Sixty zirconia copings fabricated by computer-aided design and computer-aided manufacture (CAD-CAM) systems were studied for the marginal fit. For the replica method, the thickness of the light-body silicone layer of the discrepancy was assessed using light microscopy and image analysis software. The triple-scan optical method was performed to obtain a digital three-dimensional map of the marginal fit and analyzed marginal fit measurement values. For each method, the reliability of the measurement was tested, and a nonparametric analysis was then performed to compare the marginal fit values as measured by the 2 evaluation methods (α=.05).

Results. Intraclass correlation coefficients and repeatability coefficients revealed good repeatability for both of the evaluation methods. However, the triple-scan method produced a smaller marginal fit than the replica method ($P<.001$) for the entire group studied.

Conclusions. Although both methods showed good repeatability, the triple-scan method was more reliable. (J Prosthet Dent 2018;119:75-81)

The marginal fit of a prosthesis on the tooth preparation is a key factor for therapeutic success.[1,2] As reported by several authors, poor marginal fit of the fixed prosthesis can lead to harmful effects on the tooth and periodontal tissues.[3-5] Glass ionomers, recommended as luting materials for zirconia copings, attain their optimal mechanical properties with a cement layer of less than 25 µm, according to International Organization for Standardization (ISO) specification 7489:1986.[6] Some authors have suggested that restorations with marginal fit less than 120 µm can achieve therapeutic success.[7-9] According to Contrepois et al,[10] 95% of scientific studies of the topic have reported that marginal fittings were less than 120 µm.

The reproducibility of the quantitative measurement of fit and the trueness of the fit values are influenced by the diversity of methods used. Consequently, the lack of robustness of fit measurement methods does not allow comparison between fit evaluation results.[11-13] The fit evaluation methods of computer-aided design and computer-aided manufacture (CAD-CAM) prostheses result from assessments developed for traditional fixed prosthodontics.[11] Two types of method are reported: 2-dimensional measurements (2D), which correspond to the usual method, and 3-dimensional measurements (3D). The 2D measurement evaluates the thickness of the discrepancy on images acquired by different devices (photographic, stereomicroscopy with charge-coupled device sensors) associated with image analysis. The fit measurements are conducted by making images from sections of a silicone replica of the discrepancy volume[2,14-25] or from cement layer cross-sections.[26-37] Marginal fit measurements have also been assessed using photographic external views of cemented and noncemented restorations.[27,38-43] The results were obtained from measurements made at specific points on the marginal area. The silicone replica method is the 2D measurement method generally applied in most scientific studies.[12]

Materials donated by Euromax Monaco France and Vita.
[a]Senior Lecturer, Prosthodontic Department, Faculty of Dentistry, University Lille Nord de France, Lille University Medical Center, Lille, France.
[b]Senior Lecturer, Department of Biomaterials (URB2i-EA 4462), Faculty of Dentistry, Paris Descartes University, Paris, France.
[c]Professor and Senior Lecturer, Department of Biomaterials (URB2i-EA 4462), Faculty of Dentistry, Paris Descartes University, Paris, France.
[d]Professor and Senior Lecturer, Prosthodontic Department, Faculty of Dentistry Paris Diderot University, Rothschild Hospital, Paris, France.

Clinical Implications

The reliability of the marginal fit evaluation method is essential to ensure better evaluation of CAD-CAM systems' abilities to manufacture prostheses adapted to existing clinical conditions and esthetic requirements.

As described recently,[42-48] unlike 2D measurement methods, 3D measurement methods consist of global thickness measurements at numerous points of the marginal and internal areas. Two main methods using noncontact data acquisition in 3D are emerging: methods using direct measurements of the fit, associated with x-ray microcomputed tomography technology,[49-54] and methods using indirect measurements of the fit, associated with optical scanner technology such as the triple-scan method.[42-48] The triple-scan method consists of digitizing the prosthesis, the prepared tooth, and their assembly. The 3D fit measurements are performed on a virtual assembly by repositioning the digitized prosthesis and its die on the digitized assembly. This 3D method is the one mentioned most and is easier to perform than x-ray microcomputed tomography methods.[55]

However, authors have described limitations of the replica method and of the triple-scan method. The replica method may introduce measurement uncertainties and uses a low number of measurement points.[11,12,56,57] Despite better reproducibility and a larger number of measurements, the triple-scan method may also introduce measurement uncertainties related to computerized data acquisition and processing.[58,59] As far as the present authors are aware, these 2 different methods have not been compared.[60] The authors are unaware of a study that compared the marginal fit of CAD-CAM zirconia copings with data obtained from a silicone layer measurement interposed between the restoration and its abutment and the triple-scan method. The purpose of this in vitro study was to compare 2 measurement methods used to determine the marginal fit of CAD-CAM zirconia coping. The null hypothesis was that no differences would be found between the marginal fit values obtained with the 2 evaluation methods.

MATERIAL AND METHODS

An acrylic resin model with a right maxillary first molar and a left maxillary first premolar (ANKA-4 ZE; Frasaco GmbH) were prepared using a diamond rotary cutting instrument (Set LDO211B; Gebr. Brasseler GmbH & Co KG) to receive a complete ceramic crown. Impressions of the model were made and poured in extra hard stone (Gibraltar Resin Die Stone; Henry Schein Inc) to produce the definitive cast and die. These dies were used to fabricate the copings and to assess the fit evaluation. A dental laboratory technician (P.B.) skilled in using the CAD-CAM system fabricated a total of 60 crown copings. The software parameters were set to the default parameters recommended by the manufacturer. A new set of milling burs was used for each 10 copings, although this was not specified by the system. No internal adjustment was made to any of the zirconia copings produced.

Replicas of the space between the intaglio surface copings and the definitive cast were made with a light-body silicone (Fit Checker; GC GmbH). To eliminate unwanted movements and simulate the clinical procedure, the copings were fixed on the definitive cast with a customized clamp secured with a screw tightened to 30 Ncm.[34]

After the light-body silicone had polymerized and the copings removed, the thin silicone film covering the die was stabilized with heavy-body silicone (Zetalabor; Zhermack GmbH). This assembly would be sectioned later. To minimize variations of the cutting planes of the silicone replicas, the same spatial reference system or transfer table was used to perform the sections. This transfer table was fabricated and used in 2 devices specially designed for this study. The first device allowed embedding the die covered by its silicone layer in a heavy-bodied material in a repeatable position (Fig. 1A). The second device was designed to cut the silicone replica in a reproducible manner (Fig. 1B). In the first device, the heavy-body silicone was contained in a metal cube fixed to the transfer table. The latter was placed on a 2-axis micrometer cross-slide to allow embedding the die in the center of the silicone tank. After disassembling the die, the silicone cube was placed in the second device composed of a grid of orthogonal razor blades and the transfer table fixed on a slider. Systematically, the center of the silicone cube was placed in relation to the grid of blades in such a way that the replicas were segmented in the mesiodistal and buccolingual directions. Four segments were obtained, and each face of each segment was analyzed.

These quartered replicas were observed using a light microscope (Wild Heerbrugg GmbH) and digitized with an associated microscope camera (Leica DFC 320; Leica microsystem GmbH) at a magnification of ×50. Photomicrographs of the replicas were processed using image processing software (Leica im500 image manager; Leica microsystem GmbH), also used for thickness measurements. Five measurements per location were made. According to the definitions of Holmes et al,[15] the absolute marginal fit connecting the marginal edge of the prosthesis at the preparation margin was assessed (Fig 2A). All the measurement points were evaluated twice by the same operator (P.B.), and the mean values for each point were recorded.

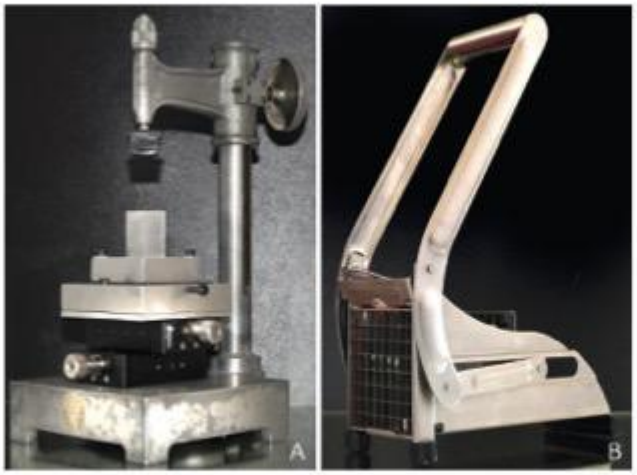


Figure 1. Experimental arrangement. A, Device to stabilize light-body silicone with heavy-body silicone. B, Device for segmentation of replicas in mesiodistal and buccolingual directions.

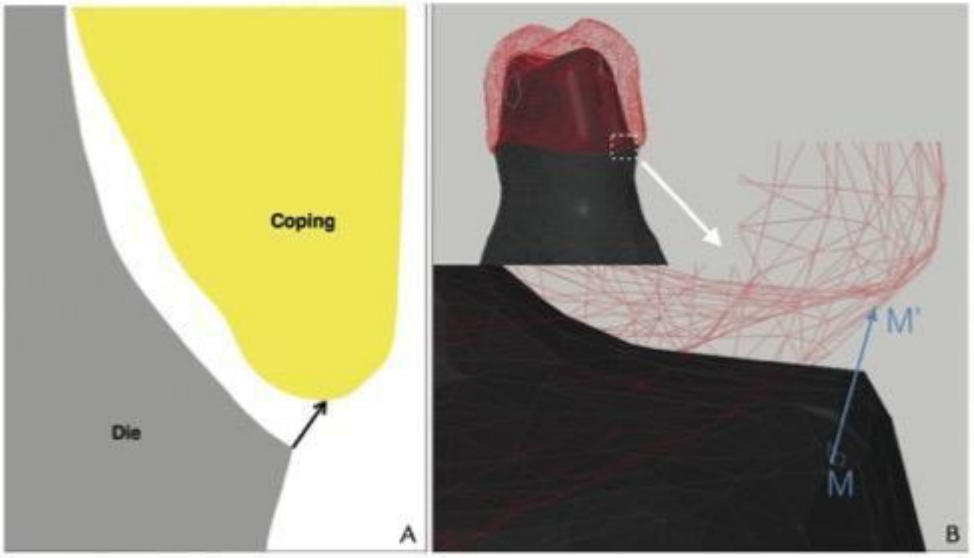


Figure 2. Criterion of measurement for marginal fit. A, Replica method B, Triple scan method.

For the triple-scan method, the materials and method were identical to those reported in a previous study.[47] The coping crown and the die were digitized using an accurate scanner based on the stereoscopic vision of a projected, structured blue light (ATOS CompactScan; GOM GmbH). This scanner did not require a contrast powder application on the digitized surfaces. As described by Holst et al,[42] 3 scans were made: the coping (C), the die (D) only, and the C inserted on the definitive cast (C/D). These scanned elements were locked on a turntable numerically controlled by the acquisition software. The copings were blocked on the definitive cast

Table 1. Repeatability of marginal evaluation with 5 replicas from same zirconia coping

Method	RC (CI 95%)	ICC (95% CI)	Mean Difference ±SD (µm)	Coefficient of Variation (%)
Replica	3.70 (1.52-5.00)	0.991 (0.965-0.999)	0.82 ±4.61	5.6
Triple scan	1.08 (0.62-2.40)	0.967 (0.877-0.996)	1.3 ±2.31	1.8

CI, confidence interval; ICC, intraclass correlation coefficient; RC, repeatability coefficient; SD, standard deviation.

with the same clamp and torque value previously described for the replica method. For each specimen, the digitization was performed on both sides of the coping with a special frame constituting a predefined coordinate system. Virtual repositioning was then performed in 3 steps. In the first step, the digitized D was positioned on the digitized C placed on the D (C/D), using the best-fit software function (GOM Inspect SR5V2, GOM GmbH). In the next step, the digitized C was mapped with the whole assembly obtained [C/D+D] in the first step.

Throughout the repositioning steps, the best-fit algorithm recognized and then associated the common part of each scan. The final step was to delete the digitized C/D and maintain the aligned C+D for fit evaluation. The marginal fit evaluation was performed between the digitized C and D. A set of 3D distances was computed by the normal projection of a set of points from D surface (point M) to the intaglio surface of C (point M4) (Fig. 2B). The evaluation of the zirconia C fit was represented as a fit mapping, and the measurement data analysis of the marginal fit was computed by the software. The number of measurement points was approximately 5816 ±266 per C. The study focused on the marginal area defined as representing 15% of the total height of the preparation (or approximately 268 ±82 measurements points); the lower limit was the finish line of the preparation (Fig. 2B). The data were extracted and limited to the marginal area for each C.[61]

The dependent variable studied was the marginal fit, and the independent variable was the assessment method. The results were analyzed by using the reliability assessment of the 2 measurement methods (replica and triple-scan methods). The repeatability of each measurement method was studied separately by using a set of 5 C on their respective abutments measured 5 times each (test 1 to 5 for each coping). The median discrepancy values of tests 1 to 5 were compared based on a rank test for repeated measurements (Friedman test) for the replica method. For the replica method, the replicas of these 5 copings were measured twice under the same conditions by the same evaluator (P.B.) at 8 points in the marginal area. For the relative reliability index, intraclass correlation coefficients were calculated, and absolute reliability was estimated through repeatability coefficients to establish the value below which the absolute differences between 2 measurements would be obtained with

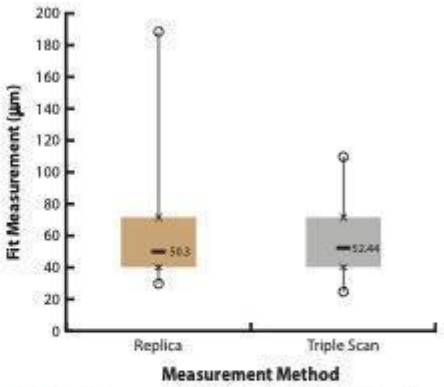


Figure 3. Box plot representing fit measurement obtained by replica and triple-scan methods.

0.95 probability.[62] The repeatability coefficient was derived from $[\sqrt{2}\times1.96\times Sd_{within}]$, where Sd_{within} was calculated as the square root of the mean square for the variation of measurements within each C.[63-65]

Then, to compare the 2 measurement methods, the mean ±standard deviation (SD), median, range, and coefficient of variation were calculated for the marginal fittings of the 60 copings studied with each method. Normality and equality of variance were tested with the Shapiro-Wilk and Levene tests. The marginal fit values measured by these 2 methods were compared using the Wilcoxon signed-rank test (PASW Statistics v18.0; IBM Corp) (α=.05).

RESULTS

Concerning the repeatability assessment of each method, median discrepancy values (tests 1 to 5) compared with the Friedman test results were not statistically different (P=.490 for the replica method and P=.205 for the triple-scan method). The results for the reliability assessment are shown in Table 1. The repeatability coefficient observed for the triple-scan method (1.08 µm) was smaller than that for the replica method (3.70 µm). The intraclass correlation coefficients obtained by the replica and triple-scan methods were similar, showing the high reliability of the reproducibility of the results obtained from them. The coefficient of variation associated with the mean differences and SD was smaller for the replica method than for the triple-scan method.

The results of marginal fit for all C are presented separately for each evaluation method in Figure 3. The normality assumption tests indicated that the data were not normally distributed. In Table 2, the Wilcoxon signed-rank nonparametric test for the marginal fit comparison revealed that the marginal fits recorded for

Table 2. Fittings for each method

Method	Mean (µm)	±SD (µm)	Min (µm)	Max (µm)	CV (%)
Replica method	64	36	30	189	56
Triple scan	59	24	25	110	41
Replica method	64	36	30	189	56
Triple scan	59	24	25	110	41

CV, coefficient of variation; SD, standard deviation. Significant at $P<.001$.

the triple-scan method were statistically significantly smaller than for the replica method ($P<.001$). The triple-scan method obtained a coefficient of variation lower than that of the replica method (40.67% for the triple-scan method and 55.70% for the replica method).

DISCUSSION

The purpose of this study was to evaluate the reliability of the replica and the triple-scan methods used to measure the marginal fit of CAD-CAM zirconia copings. The authors are unaware of studies that compared the reliability and robustness of these 2 methods, although each of them has been regularly used.[10,60]

According to Bartlett et al,[62] the index necessary for selecting an evaluation method is based on the reliability determined by the coefficient of repeatability and the intraclass correlation coefficient. Measurement accuracy can be defined by the closeness of the evaluation result to the true value. The repeatability coefficient is used to quantify the reliability of evaluation methods when the measures are repeated many times. In the present study, the tests were performed with 5 repeated measurements of 5 zirconia Cs, referring to the definition of repeatability.

For the triple-scan method, according to intraclass correlation coefficient, the measurements are reliable to within more or less than 1 µm. This measurement error is acceptable regarding the fit value clinically expected (120 µm). This intraclass correlation coefficient value emphasizes high measurement repeatability for the 2 methods tested, as reported by Bland et al.[63,64] These tests gave a repeatability coefficient of 1 for the triple-scan and 3.7 µm for the replica method. The differences observed between the numerical values conform to the inherent variability in each of the measurement methods. In addition, intraclass correlation coefficient was used to explore the repeatability of these methods. Intraclass correlation coefficient has a value between 0 and 1, with 1 being most repeatable and 0 being nonrepeatable. The tests performed show a high level of intraclass correlation coefficients of the results obtained from the 2 methods. Indeed, the intraclass correlation coefficient value of the replica method was 0.991 (95% confidence interval [CI], 0.965-0.999) and of the triple-scan method was 0.967 (95% CI, 0.877-0.996). In this study, the estimated limits of agreement indicate mean differences are 1 µm in absolute value. However, as underlined by the coefficients of variation, greater data dispersion was noticed for the replica method (5.6%). This means that the triple-scan method has smaller measurement errors than the replica method.

The results analyzed in the present study show that the median values of marginal fit ranged between 43.3 and 68.4 µm with the replica method and between 48.0 and 71.2 µm with the triple-scan method. A statistically significant difference was found between the 2 evaluation methods regarding the marginal fit. The hypothesis that no differences in marginal fit values would be found with the replica method and the triple-scan method was rejected. Therefore, the fit values appear to be dependent on the evaluation method used. All the data presented in this study demonstrated the reliability of the triple-scan method, since it presents a low repeatability coefficient, a high intraclass correlation coefficient, and smaller measurement errors than the replica method.

In accordance with published reports, the marginal fit measured in this study, less than 120 µm, can ensure the clinical success of restorations fabricated by the CAD-CAM systems studied.[7-9] Compared with this clinical value, the range of measurement uncertainty is acceptable (uncertainty of approximately 1 to 4 µm for a measured value of approximately 120 µm, giving 1% to 3.5% measurement uncertainty on the marginal fit). These measurement uncertainties were similar to[20,56] and lower[57] than the values found in published studies. In addition, the fits measured in this study are similar to those provided in publications. Using different CAD-CAM systems, Coli et al[24] obtained absolute marginal fits of 42 ±36 µm and Kim et al[25] 80.0 ±15.4 µm.[12]

In other studies, Bindl et al,[35,36] Hmaidouch et al,[37] and Moldovan et al[65] used zirconia C produced with the inLab 3D system (Cerec). The marginal fits reported were similar to those of the present study. Also, the marginal fits in the present study were higher than those reported by Colpani et al[21] (35.2 ±13.4 µm), Martinez-Rus et al[40] (29.98 ±3.97 µm), and Re et al[41] (30.2 ±3 µm). However, information missing from the material and methods of the study by Colpani et al[21] makes it impossible to draw any conclusions. In the studies of Martinez-Rus et al[40] and Re et al[41] the vertical marginal fit was evaluated, whereas in the present study, the absolute fit was assessed. As the fit was not evaluated in the same measuring direction, different numerical values can be obtained, that is, the fit criteria evaluated were not the same.

The significance of the comparison between the replica method and the triple-scan method seems to be quite complex. As previously emphasized, the replica method is an evaluation method in 2D based on a limited number and position of measurement points closely linked to the expertise of the operator. The optimal number of measurement sites necessary to evaluate marginal fit has been reported and varies between 18 and

50 points according to Contrepois et al,[10] but Nawafleh et al[60] point out that most authors only use 4 to 12 points. In the present study, the replica method used 8 measurement points and 5 measurements per specimen, whereas the triple-scan method was performed with a mean of 268 ±82 points. This high number of points may explain the considerable reliability of the triple-scan method by limiting the numerical variance of the measurements.

The position of the measurement points is also important. The replica method involved a loss of information due to the cutting of elastomer cubes and the selection of measurement points by the operator, whereas in the triple-scan method, the number of points is higher and their positions are distributed over the entire surface of the marginal area. Kuhn et al[59] emphasized that the 3D quantitative evaluation method based on computer processing gives a more objective analysis without data loss. The difference between the 2D and 3D methods depends on how the associated fit surfaces are acquired before their evaluation.[58] The replica method used an elastomeric film to acquire the surface representing the fit volume, whereas in the triple-scan method, the surfaces were digitized and virtual repositioning was required. These factors could also explain the better reliability of the triple-scan method.

The triple-scan method may be more appropriate when requiring more in-depth expertise of the prosthetic fit, particularly to evaluate CAD-CAM system performance. Nevertheless, the replica method may be adapted for precementation studies of prosthetic fit because of its shorter production time, lower investment cost, and the need for less complex equipment to apply the method.

Finally, several limitations were identified in the study. The repeated manipulation of copings and the lack of die hardener use could lead to die surface wear. The interposition of the elastomeric film between the prosthetic element and its die might add measurement uncertainties because of the homogeneity of the composition of the polymerized material, its viscosity properties, and its manipulation by the operator. Such disadvantages do not exist with the triple-scan method, which does not require any interposition of material and manipulations. The replica method used in the present study is that most often used for the fit evaluations in the recent literature,[11,60] although no evaluation method can be considered as a gold standard. Further investigations should evaluate the accuracy of the different methods used to assess prosthetic marginal fit to improve the performances of CAD-CAM systems.

CONCLUSIONS

Within the limitations of this in vitro study, the following conclusions were drawn:

1. Both assessment methods allowed comparison of the marginal fit between the zirconia CAD-CAM copings studied
2. The triple-scan method provided quantitative values of marginal fit significantly lower than those obtained with the replica method with less data dispersion.

REFERENCES

1. Tan K, Pjetursson BE, Lang NP, Chan ESY. 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; 15:654-66.
2. Reich S, Uhlen S, Gozdowski S, Lohbauer U. Measurement of cement thickness under lithium disilicate crowns using an impression material technique. Clin Oral Investig 2011;15:521-6.
3. Sailer I, Fehér A, Filser F, Luthy H, Gauckler LJ, Shaper P, et al. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3 years follow-up. Quintessence Int 2006;37:685-93.
4. Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CHF. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. Int J Prosthodont 2007;20:383-8.
5. Rossetti PHO, Valle AL, Carvalho RM, Goes MF, Pegoraro LF. Correlation between margin fit and microleakage in complete crowns cemented with three luting agents. J Appl Oral Sci 2008;16:64-9.
6. International Organization for Standardization. ISO 7489:1996. Dental glass polyalkenoate cements. Geneva: International Organization for Standardization; 1996. Available at http://www.iso.org/iso/iso_catalogue.
7. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. Br Dent J 1971;131:107-11.
8. Fonseca JC, Henriques GEP, Sobrinho LC, de Góes MF. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. Dent Mater 2003;19:686-91.
9. Molin MK, Karlsson SL. A randomized 5-year clinical evaluation of 3 ceramic inlay systems. Int J Prosthodont 2000;13:194-200.
10. Contrepois M, Soenen A, Bartala M, Laviole O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. J Prosthet Dent 2013;110:447-54.
11. Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns--validation of the silicone replica method. J Oral Rehabil 2008;35:116-22.
12. Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. J Oral Rehabil 2014;41:853-74.
13. Tapie L, Lebon N, Mawussi B, Fron-Chabouis H, Duret F, Attal J-P. Understanding dental CAD/CAM for restorations--accuracy from a mechanical engineering viewpoint. Int J Comput Dent 2015;18:343-67.
14. Kokubo Y, Nagayama Y, Tsumita M, Ohkubo C, Fukushima S, Vult von Steyern P. Clinical marginal and internal gaps of In-Ceram crowns fabricated using the GN-I system. J Oral Rehabil 2005;32:753-8.
15. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. J Prosthet Dent 1989;62:405-8.
16. Souza ROA, Özcan M, Pavanelli CA, Buso L, Lombardo GHL, Michida SMA, et al. Marginal and internal discrepancies related to margin design of ceramic crowns fabricated by a CAD/CAM system. J Prosthodont 2012;21: 94-100.
17. Reich S, Kappe K, Teschner H, Schmitt J. Clinical fit of four-unit zirconia posterior fixed dental prostheses. Eur J Oral Sci 2008;116:579-84.
18. Kohorst P, Junghanns J, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M. Different CAD/CAM-processing routes for zirconia restorations: influence on fitting accuracy. Clin Oral Investig 2011;15:527-36.
19. Kohorst P, Brinkmann H, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M. Influence of the veneering process on the marginal fit of zirconia fixed dental prostheses. J Oral Rehabil 2010;37:283-91.
20. Kohorst P, Brinkmann H, Li J, Borchers L, Stiesch M. Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems. Eur J Oral Sci 2009;117:319-25.
21. Colpani JT, Borba M, Della Bona A. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. Dent Mater 2013;29:174-80.
22. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. Oper Dent 2001;26:367-74.
23. Reich S, Gozdowski S, Trentzsch L, Frankenberger R, Lohbauer U. Marginal fit of heat-pressed vs. CAD/CAM processed all-ceramic onlays using a milling unit prototype. Oper Dent 2008;33:644-50.
24. Coli P, Karlsson S. Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. Int J Prosthodont 2004;17:59-64.

25. Kim J-H, Kim K-B, Kim W-C, Rhee H-S, Lee I-H, Kim J-H. Influence of various gypsum materials on precision of fit of CAD/CAM-fabricated zirconia copings. Dent Mater J 2015;34:19-24.
26. Aboushelib MN, Elmahy WA, Ghazy MH. Internal adaptation, marginal accuracy and microleakage of a pressable versus a machinable ceramic laminate veneers. J Dent 2012;40:670-7.
27. Keshvad A, Hooshmand T, Asefzadeh F, Khalilinejad F, Alihemmati M, Van Noort R. Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by Cerec inLab and hot-pressed techniques. J Prosthodont 2011;20:535-40.
28. Grenade C, Mainjot A, Vanheusden A. Fit of single tooth zirconia copings: comparison between various manufacturing processes. J Prosthet Dent 2011;105:249-55.
29. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JFL. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. J Prosthet Dent 2009;102:378-84.
30. Oyagüe RC, Sánchez-Jorge MI, Sánchez Turrión A. Evaluation of fit of zirconia posterior bridge structures constructed with different scanning methods and preparation angles. Odontology 2010;98:170-2.
31. Att W, Hoischen T, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of all-ceramic crowns on implant abutments. Clin Implant Dent Relat Res 2008;10:218-28.
32. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. Dent Mater 2009;25:94-102.
33. Beuer F, Naumann M, Gernet W, Sorensen JA. Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses. Clin Oral Investig 2009;13:343-9.
34. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. J Prosthet Dent 2004;92:250-7.
35. Bindl A, Mörmann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. J Oral Rehabil 2005;32:441-7.
36. Bindl A, Mörmann WH. Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro. Int J Periodontics Restorative Dent 2007;27:567-75.
37. Hmaidouch R, Neumann P, Mueller W-D. Influence of preparation form, luting space setting and cement type on the marginal and internal fit of CAD/CAM crown copings. Int J Comput Dent 2011;14:219-26.
38. Kale E, Seker E, Yilmaz B, Özcelik TB. Effect of cement space on the marginal fit of CAD-CAM-fabricated monolithic zirconia crowns. J Prosthet Dent 2016;116:890-5.
39. Balg MR, Tan KB-C, Nicholls JI. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. J Prosthet Dent 2010;104:216-27.
40. Martínez-Rus F, Suárez MJ, Rivera B, Pradíes G. Evaluation of the absolute marginal discrepancy of zirconia-based ceramic copings. J Prosthet Dent 2011;105:108-14.
41. Re D, Cerutti F, Augusti G, Cerutti A, Augusti D. Comparison of marginal fit of Lava CAD/CAM crown-copings with two finish lines. Int J Esthet Dent 2014;9:426-35.
42. Holst S, Karl M, Wichmann M, Matta R-ET. A new triple-scan protocol for 3D fit assessment of dental restorations. Quintessence Int 2011;42:651-7.
43. Schaefer O, Watts DC, Sigusch BW, Kuepper H, Guentsch A. Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate partial crowns in vitro: a three-dimensional analysis of accuracy and reproducibility. Dent Mater 2012;28:320-6.
44. Matta RE, Schmitt J, Wichmann M, Holst S. Circumferential fit assessment of CAD/CAM single crowns--a pilot investigation on a new virtual analytical protocol. Quintessence Int 2012;43:801-9.
45. Moldovan O, Luthardt RG, Corcodel N, Rudolph H. Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings. Dent Mater 2011;27:1273-8.
46. Alharbi N, Osman RB, Wismeijer D. Factors influencing the dimensional accuracy of 3D-printed full-coverage dental restorations using stereolithography technology. Int J Prosthodont 2016;29:503-10.
47. Boitelle P, Tapie L, Mawussi B, Fromentin O. 3D fitting accuracy evaluation of CAD/CAM copings-comparison with spacer design settings. Int J Comput Dent 2016;19:27-43.
48. Schaefer O, Kuepper H, Thompson GA, Cadhovan G, Hefti AF, Guentsch A. Effect of CNC-milling on the marginal and internal fit of dental ceramics: a pilot study. Dent Mater 2013;29:851-8.
49. Seo D, Yi Y, Roh B. The effect of preparation designs on the marginal and internal gaps in Cerec3 partial ceramic crowns. J Dent 2009;37:374-82.
50. Neves FD, Prado CJ, Prudente MS, Carneiro TAPN, Zancopé K, Davi LR, et al. Micro-computed tomography evaluation of marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated by using chairside CAD/CAM systems or the heat-pressing technique. J Prosthet Dent 2014;112:1134-40.
51. 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;4:278-92.
52. Borba M, Miranda WG, Cesar PF, Griggs JA, Bona AD. Evaluation of the adaptation of zirconia-based fixed partial dentures using micro-CT technology. Braz Oral Res 2013;27:396-402.
53. Mously HA, Finkelman M, Zandparsa R, Hirayama H. Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique. J Prosthet Dent 2014;112:249-56.
54. Prasad R, Al-Kheraif AA. Three-dimensional accuracy of CAD/CAM titanium and ceramic superstructures for implant abutments using spiral scan micro-tomography. Int J Prosthodont 2013;26:651-7.
55. Papaspyridakos P, Chen C-J, Gallucci GO, Doukoudakis A, Weber H-P, Chronopoulos V. Accuracy of implant impressions for partially and completely edentulous patients: a systematic review. Int J Oral Maxillofac Implants 2014;29:836-45.
56. Reich SM, Peltz ID, Wichmann M, Estafan DJ. A comparative study of two Cerec software systems in evaluating manufacturing time and accuracy of restorations. Gen Dent 2005;53:195-8.
57. Falk A, Vult von Steyern P, Fransson H, Thorén MM. Reliability of the impression replica technique. Int J Prosthodont 2015;28:179-80.
58. Attaallotti E, Aquilino SA, Gratton DG, Holloway JA, Denry I, Thomas GW, et al. 3D and 2D marginal fit of pressed and CAD/CAM lithium disilicate crowns made from digital and conventional impressions. J Prosthodont 2014;23:610-7.
59. Kuhn K, Ostertag S, Ostertag M, Walter MH, Luthardt RG, Rudolph H. Comparison of an analog and digital quantitative and qualitative analysis for the fit of dental copings. Comput Biol Med 2015;57:32-41.
60. Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM. Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review. J Prosthodont 2013;22:419-28.
61. Persson ASK, Andersson M, Odén A, Sandborgh-Englund G. Computer aided analysis of digitized dental stone replicas by dental CAD/CAM technology. Dent Mater 2008;24:1123-30.
62. Bartlett JW, Frost C. Reliability, repeatability and reproducibility: analysis of measurement errors in continuous variables. Ultrasound Obstet Gynecol Off J Int Soc Ultrasound Obstet Gynecol 2008;31:466-75.
63. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. Lancet 1986;1:307-10.
64. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. Int J Nurs Stud 2010;47:931-6.
65. Vaz S, Falkmer T, Passmore AE, Parsons R, Andreou P. The case for using the repeatability coefficient when calculating test-retest reliability. PloS One 2013;8:e73990.

Corresponding author:
Dr Philippe Boitelle
Prosthodontic Department
Faculty of Dentistry
University Lille Nord de France
Lille
FRANCE
Email: philippe.boitelle-40@univ-lille2.fr

Acknowledgments
The authors thank GOM SAS, France, for its support in performing the measurements; and Edentech Laboratory for fabricating the copings.

Copyright © 2017 by the Editorial Council for *The Journal of Prosthetic Dentistry*.

Annexe 5: RI5

Boitelle *BMC Oral Health* (2019) 19:123
https://doi.org/10.1186/s12903-019-0807-4

BMC Oral Health

CASE REPORT Open Access

Contemporary management of minimal invasive aesthetic treatment of dentition affected by erosion: case report

Philippe Boitelle

Abstract

Background: The paradigm shift obtained with new dental materials permits minimally invasive dentistry, by following a biomimetic approach. Erosion increasingly affects the adult population through dental substance loss by acid attack. Oral rehabilitation is often extensive and requires careful mouth examination and treatments codified in the literature.

Case presentation: This clinical report proposes a reasoned approach to erosion treatment for a 39-year-old male patient presenting several old fixed prostheses. These old restorations are all of correct quality and are retained. The temporomandibular joint was free from disorder. Only defective reconstructions are remade together with eroded teeth, according to a three-step technical protocol. In the first step, mock-up manufacturing is performed which occlusal vertical dimension increased to 1 mm provoking passive dental overeruption to the second and third molars. In all, one ceramic crown was remade, and two ceramic onlays and a resin composite were integrated on the posterior teeth. The last step consisted of palatal veneers on the maxillary incisor and canine, and an aesthetic resin composite on the incisor edge. After these treatments, regular assessments were carried out at 4 months then at 6 months with visual, photographic and radiographic examinations.

Conclusion: The present dental care philosophy is to preserve dental tissue as much as possible, even in large erosion cases, and to respond to the aesthetic and functional expectations of the patient. This methodology requires a thorough evaluation phase, compliance with the protocol and regular patient follow-up.

Keywords: Erosion lesion, Biomimetic, Aesthetic, Prosthetic rehabilitation

Background

The evolution of the constituent materials of prosthetic restorations and their assembly systems have led to a real paradigm shift in the field of fixed prostheses. Contemporary dentistry has freed itself from the principles of preparation and mechanical retention, which are always unavoidable for conventional fixed prostheses, causing the decay of the dental organ [1, 2]. The challenge, according to Magne et al. [3], is the maximum preservation of dental tissues by implementing this minimally invasive dentistry and replacing, almost exclusively, the lost dental tissues [4–7]. Since, indications relating to partial restorations have been considerably extended to cover even extreme cases of substance loss [2]. The biomimetic approach guides us towards reasoned and carefully thought out dental preparation based on the scrupulous analysis of the location, the architecture and the volume of the lost substance [8].

Dental erosion is now considered a public health problem. The prevalence of tooth structure loss is between 25 and 30% of the adult population [9, 10], and this rate increases with age because the effects of wear accumulate over the course of a lifetime [11]. The excessive intake of soft drinks is one of the etiological factors regularly observed. Clinical diagnoses are based on the compilation of index and use classifications [12]. When tooth brushing is performed well, the risk of caries is limited but teeth are always exposed to acid attacks. Wear can affect many teeth, leading to a decrease in the occlusal vertical dimension (OVD) and the supraeruption of teeth

Correspondence: philippe.boitelle@univ-lille.fr
Department of Prosthodontics, Surgeon Dental Faculty, University Lille – CHU de Lille, Lille, France

© The Author(s). 2019 **Open Access** This article is distributed under the terms of the Creative Commons Attribution 4.0 International License (http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided you give appropriate credit to the original author(s) and the source, provide a link to the Creative Commons license, and indicate if changes were made. The Creative Commons Public Domain Dedication waiver (http://creativecommons.org/publicdomain/zero/1.0/) applies to the data made available in this article, unless otherwise stated.

[13–16]. Full-mouth rehabilitation may be required in cases of severe erosion without early care. Clinical activity shows that old reconstructions next to worn teeth in certain patients are in relatively good condition. The "three-step technique" protocol, described by Vailati et al., has demonstrated that additive dentistry that minimizes iatrogenic acts is possible [17–19]. The daily application of all these guidelines must be pragmatic and carefully considered [20]. Indeed, given that these existing excellent restorations simply should not be remade, the treatment therefore consists in restoring them by adding material to the eroded teeth.

This article illustrates a clinical situation in which a case of dental erosion was addressed using the principle of additive dentistry and the three-step technique in patients presenting several old fixed prostheses.

Case presentation

A 39-year-old man visited the dental clinic due to the evolution of his worn teeth, in particular the maxillary incisors. His medical history revealed massive soft drink consumption. Clinical and radiological examinations showed the presence of amalgam at the maxillary right first molar, and resin filling with carious recurrence at the maxillary right first and second molars. Moreover, the mandibular left first molar was subject to carious recurrence below its metal-ceramic crown, requiring its reconstruction (Fig. 1). The loss of non-carious substance affects the maxillary incisors, canines and premolars. Severe erosion of type "grade 2" was detectible, with the loss of enamel and dentin surface exposure. The occlusion study underlined that the prosthetic space left by substance losses was not sufficient to obtain the necessary thickness of reconstitution materials. The examination showed no pain during temporomandibular joint and muscular palpation. The patient didn't report elements suggestive of bruxism. However, the necessary increase in the OVD was estimated at 1 mm inter-incisal. Facial and dental aesthetic analysis revealed no facial asymmetry and no deviation of horizontal facial lines. Analysis of the shape of the maxillary incisors confirmed the loss of substance at the free edge of the incisors and canines, which was the cause of the disturbances of the curvature of the aesthetic frontal curve (Fig. 2).

In this clinical context, the complete rehabilitation of the mouth was proposed to this patient. After discussion with the patient, the decision was made to take a very conservative and reasoned approach to the treatment. The integrity of the residual dental tissues was preserved using adhesive techniques favouring minimalist preparations and restoring the substance losses, by adding the materials composing the restorations [17]. The increase in the OVD to 1 mm was stabilized by the restorations and by passive dental overeruption [13, 14]. All these treatments were to be accompanied by stopping soft drink consumption.

The treatment plan was performed in three steps. The first clinical appointment was dedicated to maxillary and

Fig. 1 Clinical examination and Panoramic radiographic of the initial dental status

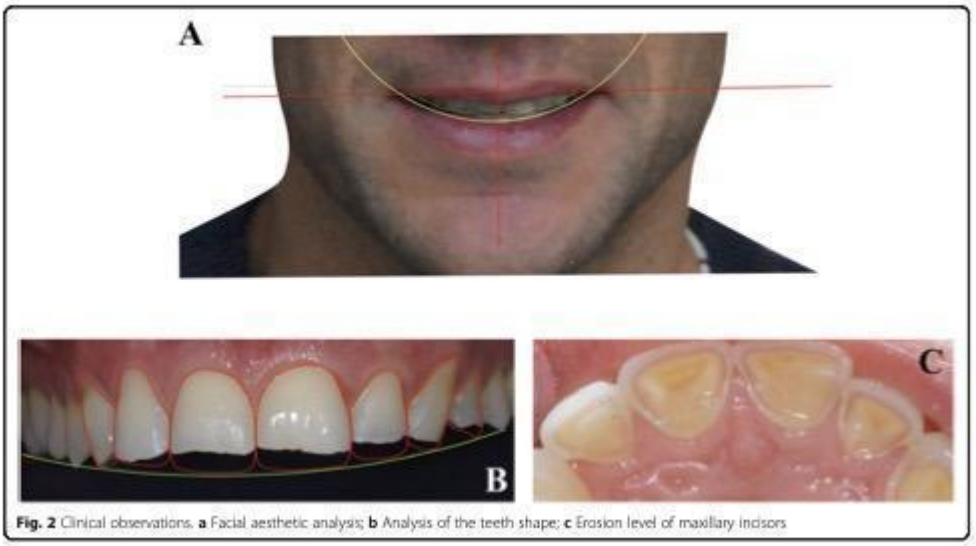


Fig. 2 Clinical observations. **a** Facial aesthetic analysis; **b** Analysis of the teeth shape; **c** Erosion level of maxillary incisors

Fig. 3 **a** Maxillary and mandibular silicon key; **b** Maxillary wax-up

mandibular impressions (Hydrocolor 5; Zhermack, Badia Polesine, Italy) and the facial arc (Facial arc Quick; FAG Dentaire, France). The increase of the OVD was obtained on the semi-adjustable articulator (Quick Master 1000 B2; FAG Dentaire, France) and a bite wax recorded in centric relation. The first laboratory steps consisted in also making a wax-up of the OVD at + 1 mm on the anterior guidance pin. The technician performed a full-mouth wax-up in three steps (premolar/molar sector right and left; incisor-canine sector), excluding the second and third molars. For each wax-up step, a silicone key (Zetalabor and Zetaflow; Zhermack, Badia Polesine, Italy) was fabricated (Fig. 3). Thus, a total of three-silicone keys per arch were prepared. This technique ensured optimal repositioning and thus high fidelity with the wax-up. On the second clinical appointment, each silicon key loaded with Bis-Acryl-resin (Luxatemp Star, DMG Fabrik GmbH, Germany) was positioned in the patient's mouth to build the full mock-up. This Bis-Acryl-resin presented a high breaking and bending tolerances increasing mock-up's clinical survival No teeth were touched during this clinical visit. Only etching points (Gel Etchant; Kerr Dental, California USA) were applied to obtain better adhesion and durability of the mock-up (Fig. 4). A second mock-up visit enabled clinical validation of the aesthetic, phonation and occlusal functions (Fig. 5). The patient and his family validated the new incisor morphology. Anterior guidance, teeth occlusion and the increase of the OVD were confirmed by the integrity of the mock-up and the conservation of the occlusal contact points. The absence of the mock-up at the level of the second and third molars caused an inocclusion that was compensated by teeth overeruption after 3 months of wearing. Once the new occlusion was confirmed, mock-up impressions were made to prepare a personalized acrylic resin incisor table (Pattern Resin LS; GC Corporation, Tokyo Japan) on the articulator (Fig. 6 a). In this temporary time, patient involved a regular oral health check-up to certify the good dental and temporomandibular health.

The second step started by restoring the posterior teeth, notably by the left mandibular quadrant. After endodontic treatment, an inlay-core was cemented on the mandibular left first molar. The mandibular left second premolar was restored with resin composite filling (Tetric EvoCeram; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein). Then, the final preparation of the molar was performed and impressions were made with a two-

Fig. 4 Realization mock-up steps. **a** etching spot; **b** Resin application with silicon key; **c** Full mock-up finish

Fig. 5 Photography of mock-up: **b**: maxillary arch; **b**: mandibular arch

step putty-wash technique using addition silicone impression material (Express 2 PentaPutti and Express 2 Ultra-light BodyQuick; 3 M Espe™, St Paul, Minnesota USA) and casts were poured using type IV hard stone (Fujirock EP; GC Corporation, Tokyo Japan). The provisional crown was produced using a silicone key made from an intra-oral mock-up impression. The working casts were articulated and definitive restoration was completed on the model from a base metal alloy (Colado CC; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) and cosmetic porcelain (VITA VM 13; VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany). Then, resin composite restorations were performed on the right mandibular first and second molars. The two maxillary quadrants were produced in the same way, meaning that the onlay preparation impression was made after preparing the cavity and the resin composite on the adjacent teeth. The ceramic onlay (Emax CAD; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) was bonded on the left maxillary first premolar (Fig. 6 b) and the right maxillary first molar (Fig. 6 c)

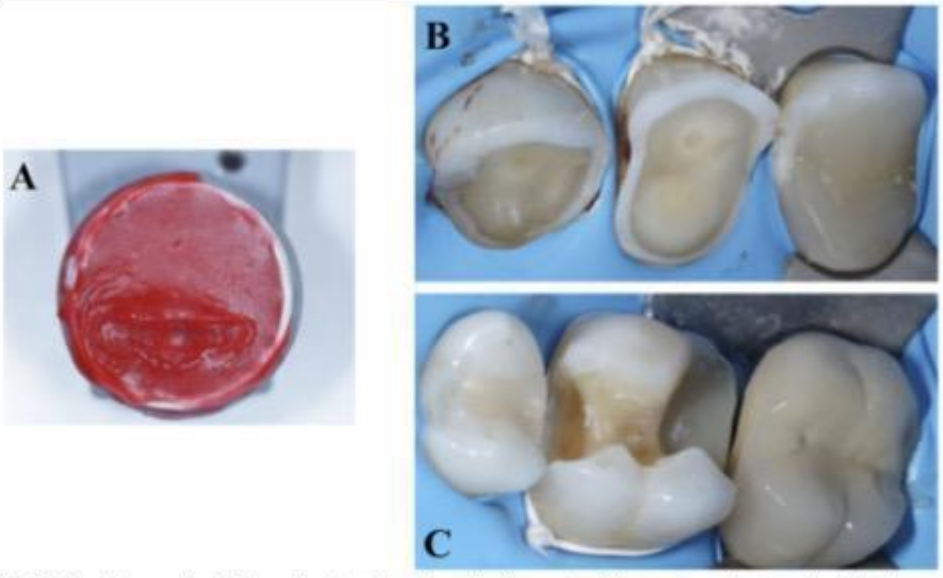


Fig. 6 **a** Incisor table personalized; **b** Onlay positioned on the second maxillary left premolar; **c** Onlay preparation on the first maxillary right molar

(Multilink Automix; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein). Previously, immediate dentin sealing had been placed on the prepared dental surfaces, and the resin composite fillings were placed on the right maxillary first and second premolars and the left maxillary second premolar. The set of adhesive restorations was carried out using a dental dam to ensure the best conditions of isolation (Nic Tone rubber dam; SC expert Tech Solutions SRL, Romania).

The third step consisted of functional prosthetic rehabilitation with palatal veneers and aesthetic restoration of the incisor edge with aesthetic resin composite. The preparations for palatal veneers consisted of simple conditioning of the dental tissue left by erosion. The working casts were articulated, and the incisor table resulted in the manufacture of the palatal restorations with CAD/CAM resin-composite blocks (Lava Ultimate; 3 M Espe™, St Paul, Minnesota USA) and a CAD/CAM system (Fig. 7). The restoration design presented a portion resting on the incisor edge to guide correct positioning during bonding (Multilink Automix; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein). This part was then removed to make room for the aesthetic composite (Estelite Asteria; Tokuyama Dental Corporation, Tokyo, Japan) (Fig. 8). After these treatments, the patient was asked to wear a lower jaw gutter to protect the restorations. The patient acknowledged having improved function and aesthetics and was pleased with the results. Routine clinical assessments were made at 4 months and then at 6 months with visual, photographic and radiographic examinations.

Discussion and conclusions

The rehabilitation of erosive lesions is one of the most complex treatment procedures described in the recent literature [17–19]. Tooth structure loss frequently affects a large number of teeth and degrades the occlusal and aesthetic functions. These treatments require not only much knowledge of occlusal and aesthetic rehabilitation but also of adhesive dentistry [3]. The aim of the treatments is to replace lost tooth structure with adhesive restorations to prevent excessive loss of sound tissue, in the best occlusal position and by integrating aesthetics [8].

The alternative treatment consisting of rehabilitation without increasing the OVD would have led to protecting the eroded surface with delicate resin composite filling. In this case, the risk of failure of these reconstructions is too great, even when the treatment attempts to serve the patient's needs and desires.

Previous reports described clinical cases where old reconstructions were remade or no old restorations were present in the mouth [18, 19, 21]. But in daily practice, situations resembling the case reported here are frequent, i.e. the presence of several crowns with the requisite quality of possible adjustment. The limitation of this study was related to the increase of the OVD [16]. In the literature review, Abduo and al. emphasized

Fig. 7 Clinical observations. **a** Facial aesthetic analysis; **b** Analysis of the teeth shape; C: Erosion level of maxillary incisors

Fig. 8 Final situation and Panoramic radiography

the safety of increasing OVD. Although discomfort and pain may occur which will disappear after a few days [22]. However, the clinical conditions and a follow-up of the procedures described by the authors should be respected: in the comprehensives prosthodontics rehabilitations, temporomandibular joints in good health, respect of determinants of facial aesthetics (sagittal profile, facial tissues appearance, teeth morphology), and realization a mounting of models for articulator in centric relation. The literature show also that bruxism isn't a limit to the increase OVD [23]. A thorough evaluation of the vertical dimension is essential. Indeed, occlusion can be validated by the mock-ups [15, 21, 24]. The full mock-up step is a crucial stage of the prosthetic project at both the aesthetic and function levels [8]. Then, using passive dental overeruption can lead to an excessively large increase in the prosthetic marginal fitting and make the cervical part of the tooth root more visible. Occlusal analysis in centric relation relating to the wax-up on the articulator and on the mock-up in the mouth must be carried out properly [20]. Follow-up appointments allow verifying the integrity of the mock-up and the occlusal function. The choice of best mechanic quality bis-acryl-resin is very important to temporary reconstitutions durability. During these sessions, modifications can be made to optimize the functional and aesthetic aspects with intraoral mock-up repairs (i.e., selective grinding, change of dimensions, change of tooth shape with or without a silicone key). If the patient is satisfied and the functional effectiveness is verified, it is then possible to reproduce the anterior guidance obtained with an incisor table. The success of the occlusal adjustments is ensured by this anterior guidance registration.

Dental erosion is a relatively prevalent oral heath disorder in modern society. These enamel and dentin injuries can have severe forms but residual tissues can be used as supports for future adhesive restoration. This paper reviewed a clinical case in which previous dental prostheses were well integrated despite erosive injuries. The dental care guidelines were to allow the maximum preservation of dental tissues and to respond to the patient's aesthetic and functional expectations. The procurement of prosthetic space allowed selective passive dental overeruption and increasing the OVD to 1 mm. This method requires an evaluation phase, compliance with the protocol and regular follow-ups, all performed efficiently.

Abbreviations

CAD/CAM: Computer Assisted Design/Computer Assisted Manufacture; OVD: Occlusal vertical dimension

Acknowledgements

This article constitute first presentation to this case report.

Author's contribution

Author treated patient and wrote paper. Author read and approved the final manuscript.

Funding

There is no financial support for this case report.

Availability of data and materials
All data generated or analyzed during this study are included in this published article.

Ethics approval and consent to participate
The treatment protocol was considered to be standard care without any experimental treatment approach or medications.

Consent for publication
Written informed consent was obtained from the patient for publication of this case report and accompanying images. A copy of the written consent is available for review of the journal.

Competing interests
The author declares that he has no competing interests.

Received: 7 April 2019 Accepted: 31 May 2019
Published online: 21 June 2019

References

1. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. Int J Periodontics Restorative Dent. 2002;22(3):241–9.
2. Büchi D, Fehmer V, Sailer I, Wolleb K, Jung R. Minimally invasive rehabilitation of a patient with amelogenesis imperfecta. Int J Esthet Dent. 2014;9(2):134–45.
3. Magne P, Belser U. Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach. Quint Inter. 2002.
4. Bazos P, Magne P. Bio-emulation: biomimetically emulating nature utilizing a histo-anatomic approach; structural analysis. Eur J Esthet Dent. 2011;6(1):8–19.
5. Novy BB, Fuller CE. The material science of minimally invasive esthetic restorations. Compend Contin Educ Dent. 2008;29(6):338–46.
6. Magne P. A new approach to the learning of dental morphology, function, and esthetics: the "3D-3D-4D" concept. Int J Esthet Dent. 2015;10(1):32–47.
7. Fradeani M. Volume 1 Esthetic rehabilitation in fixed prosthodontics esthetic analysis. Quint Inter; 2004.
8. Tirlet G, Crescenzo H, Crescenzo D, Bazos P. Ceramic adhesive restorations and biomimetic dentistry: tissue preservation and adhesion. Int J Esthet Dent. 2014;9(3):354–69.
9. Bartlett DW, Coward PY, Nikkah C, Wilson RF. The prevalence of tooth wear in a cluster sample of adolescent schoolchildren and its relationship with potential explanatory factors. Br Dent J. 1998;184(3):125–9.
10. Kitasako Y, Sasaki Y, Takagaki T, Sadr A, Tagami J. Age-specific prevalence of erosive tooth wear by acidic diet and gastroesophageal reflux in Japan. J Dent. 2015;43(4):418–23.
11. Lee A, He LH, Lyons K, Swain MV. Tooth wear and wear investigations in dentistry. J Oral Rehabil. 2012;39(3):217–25.
12. Lussi A. Dental erosion clinical diagnosis and case history taking. Eur J Oral Sci. 1996;104(2):191–8.
13. Abduo J. Safety of increasing vertical dimension of occlusion: a systematic review. Quint Int Berl Ger 1985. 2012;43(5):369–80.
14. Poyser NJ, Porter RWJ, Briggs PFA, Chana HS, Kelleher MGD. The dahl concept: past, present and future. Br Dent J. 2005;198:669–76.
15. Fabbri G, Cannistraro G, Pulcini C, Sorrentino R. The full-mouth mock-up: a dynamic diagnostic approach (DDA) to test function and esthetics in complex rehabilitations with increased vertical dimension of occlusion. Int J Esthet Dent. 2018;13(4):460–74.
16. Fradeani M, Barducci G, Bacherini L. Esthetic rehabilitation of a worn dentition with a minimally invasive prosthetic procedure (MIPP). Int J Esthet Dent. 2016;11(1):16–35.
17. Vailati F, Belser UC. Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 1. Eur J Esthet Dent. 2008;3(1):30–44.
18. Vailati F, Belser UC. Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 2. Eur J Esthet Dent. 2008;3(2):128–46.
19. Vailati F, Belser UC. Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 3. Eur J Esthet Dent. 2008;3(3):236–57.
20. Soares PV, Spini PHR, Spini PH, Carvalho VF, Souza PG, Gonzaga RC de Q, et al. Esthetic rehabilitation with laminated ceramic veneers reinforced by lithium disilicate. Quint Int. 2014;45(2):129–33.
21. Dietschi D, Argente A. A comprehensive and conservative approach for the restoration of abrasion and erosion: Part I: concepts and clinical rationale for early intervention using adhesive techniques. Eur J Esthet Dent. 2011;6(1):20–33.
22. Abduo J, Lyons K. Clinical considerations for increasing occlusal vertical dimension: a review. Aust Dent J. 2012;57(1):2–10.
23. Manfredini D, Poggio CE. Prosthodontic planning in patients with temporomandibular disorders and/or bruxism: a systematic review. J Prosthet Dent. 2017;117(5):606–13.
24. Magne P, Magne M. Use of additive waxup and direct intraoral mock-up for enamel preservation with porcelain laminate veneers. Eur J Esthet Dent. 2006;1(1):10–9.

Publisher's Note

Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

Ready to submit your research? Choose BMC and benefit from:

- fast, convenient online submission
- thorough peer review by experienced researchers in your field
- rapid publication on acceptance
- support for research data, including large and complex data types
- gold Open Access which fosters wider collaboration and increased citations
- maximum visibility for your research: over 100M website views per year

At BMC, research is always in progress.

Learn more biomedcentral.com/submissions

BMC

Annexe 6: RI6

Copyright by Quintessenz not for publication

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 assembly[3]; 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 production[4]. 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].

Copyright by not for publication

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 material[16]. 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 prosthesis[21].

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 vitroceramic 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 manufacturer'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) algorithm[24]. 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, Tettnang, 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-

Copyright by not for publication

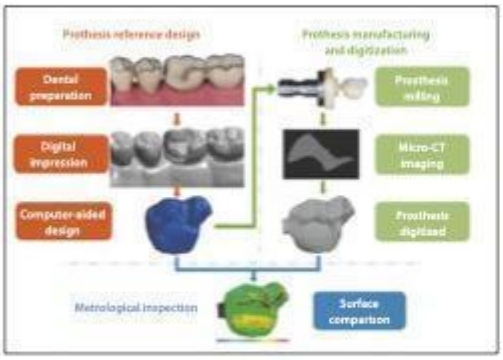


Fig 1 General view of the metrological inspection of the prosthesis.

tions for the IPS Empress CAD block[25-27]. 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 ceramics[28]. 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 fractures[30]. 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 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.

Table 1 Density of different CAD/CAM blocks

Ceramic	Mean [g/cm³]	± σ [g/cm³]
Silicon nitride (Si_3N_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.

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

copyright by not for public

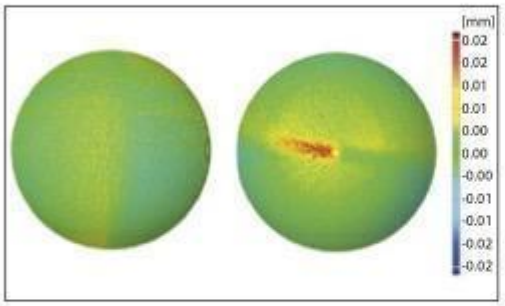


Fig 2 Form deviation map of the digitized ceramic ball.

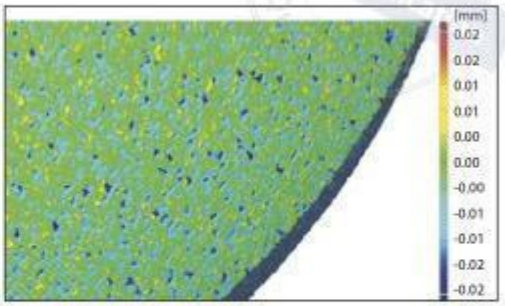


Fig 3 Enlargement of the form deviation map of the digitized ceramic ball.

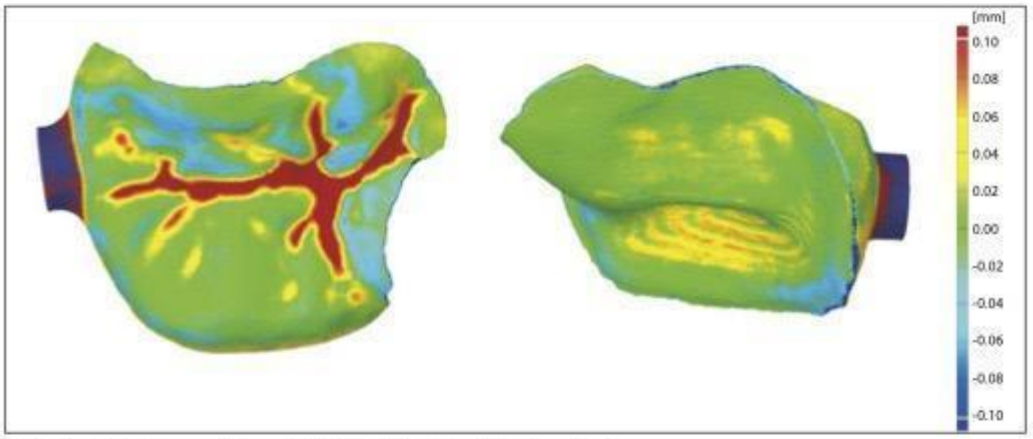


Fig 4 Analysis of distances between the CAD model and the digitized prosthesis.

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.

Copyright by Quintessenz not for publication

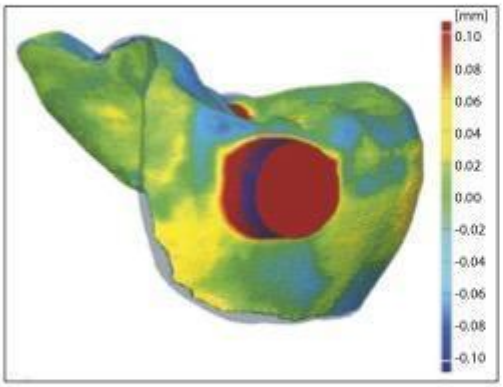


Fig 5 Marginal surface analysis of the superposition of the CAD model and the digitized prosthesis.

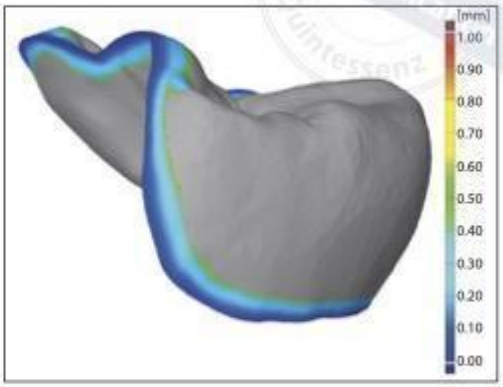


Fig 6 Marginal area inspection of the CAD model.

Discussion

The results of the present study found that the densities of silicon nitride and vitroceramic 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 attenuation[35].

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 artifacts[15].

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 adaptation[2]. 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 daily[1]. 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

Copyright by not for publication

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 longevity[37]. 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 couple[40-42]. In addition, the diamond grit size of the burs has an impact on chipping[43]. 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 shift[46].

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, Brägger 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 Á. 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 chairside 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, Hüls 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.

Copyright by not for publication

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, Hajto 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.

copyright by Quintessenz not for publication

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 (µCT) gewonnenen Punktwolke und dem CAD-Modell der Restauration. Zunächst wurde eine Schätzung aller Prüfmethoden-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 µm 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 µCT-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 7: RI7

ARTICLE IN PRESS

THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY

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]

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;■:■-■)

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]

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.
[a]Assistant Professor, Oral rehabilitation Department, Faculty of Dentistry, University Lille Nord de France, Paris, France.
[b]Senior Lecturer, Mechanical engineering Department, University Sorbonne Paris Nord, Paris, France.
[c]Professor and Senior Lecturer, Mechanical engineering Department, University Sorbonne Paris Nord, Paris, France.
[d]Senior 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; Frasaco GmbH) was prepared and used for all the prostheses compared in the study. The tooth was prepared with diamond rotary instruments as per current recommendations[19-26] (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 Ø3-mm round-end diamond rotary instrument at 42 000 rpm, a Ø2-mm round-end diamond rotary instrument at 42 000 rpm, a Ø1-mm round-end diamond rotary instrument at 42 000 rpm, and a Ø0.5-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).

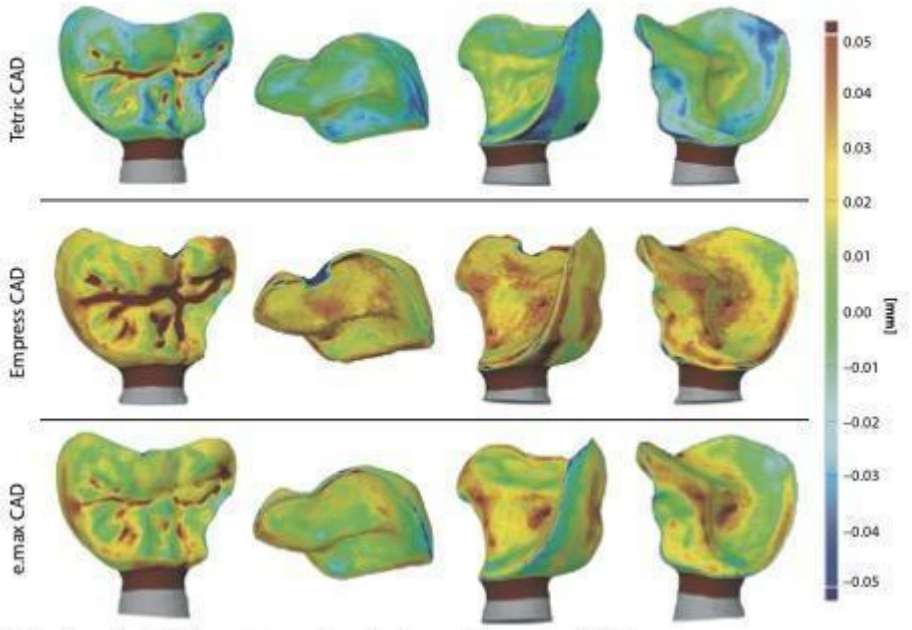


Figure 1. Three-dimensional global maps of one specimen of each group. CAD, computer-aided design.

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

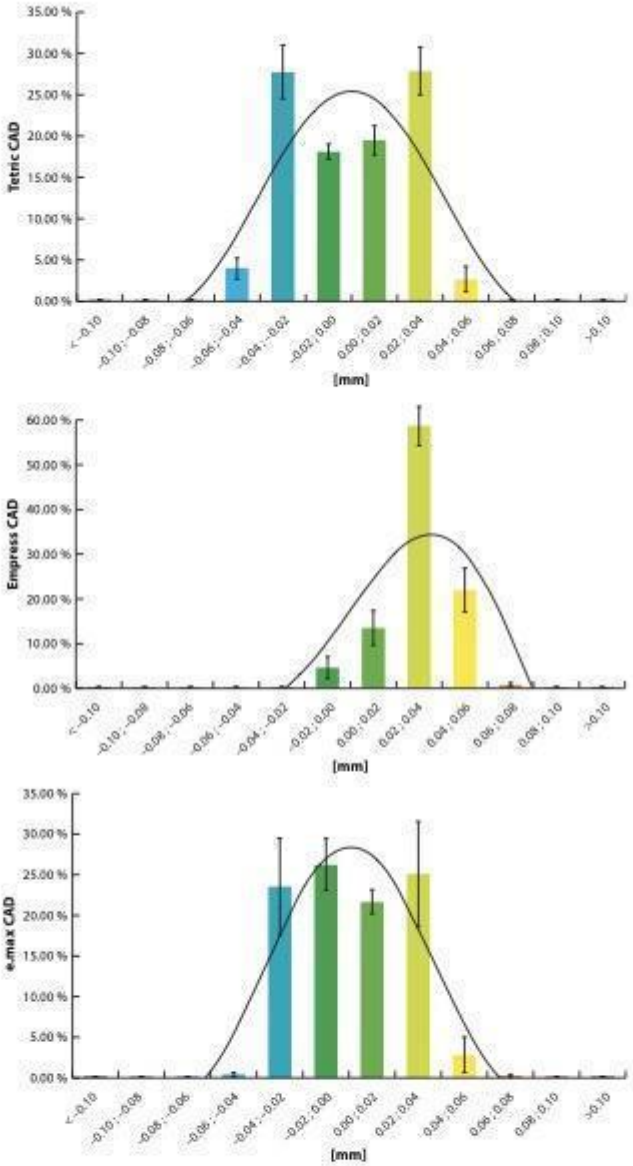


Figure 2. Frequency diagrams of distances (mm) of internal region of interest. CAD, computer-aided design.

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

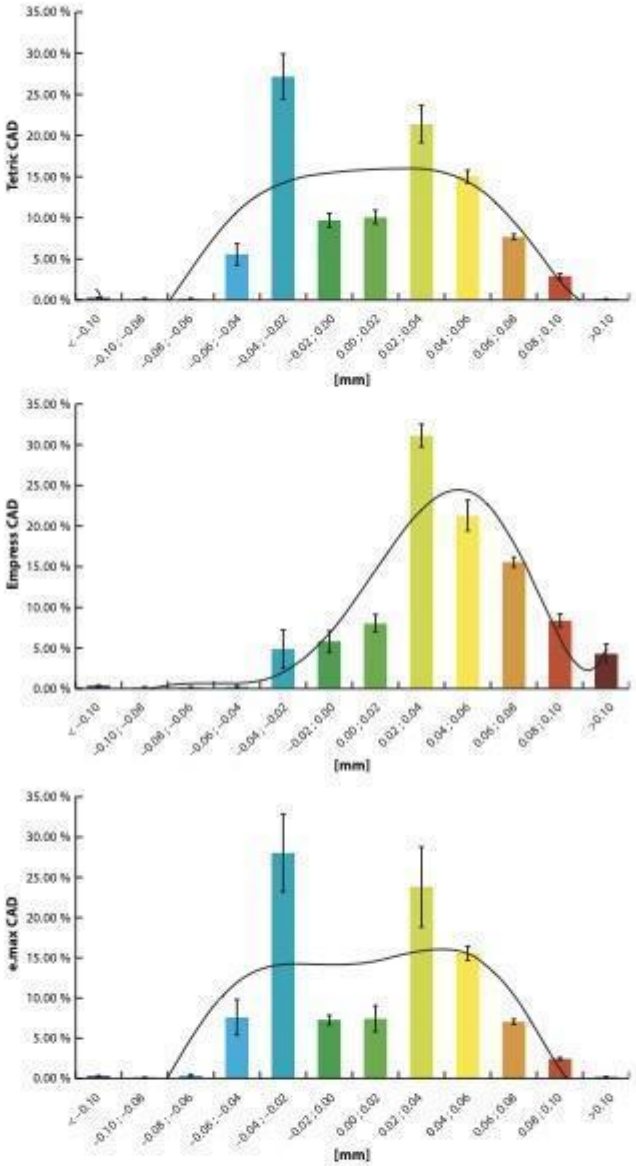


Figure 3. Frequency diagrams of distances (mm) of occlusal region of interest. CAD, computer-aided design.

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

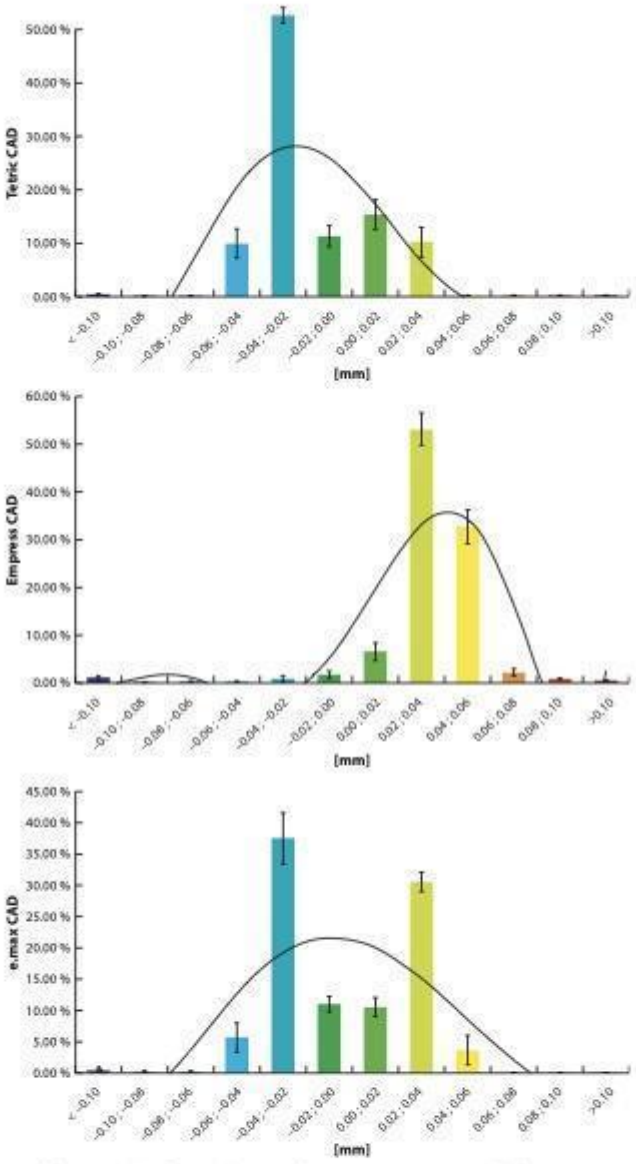


Figure 4. Frequency diagrams of distances (mm) of proximal region of interest. CAD, computer-aided design.

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]

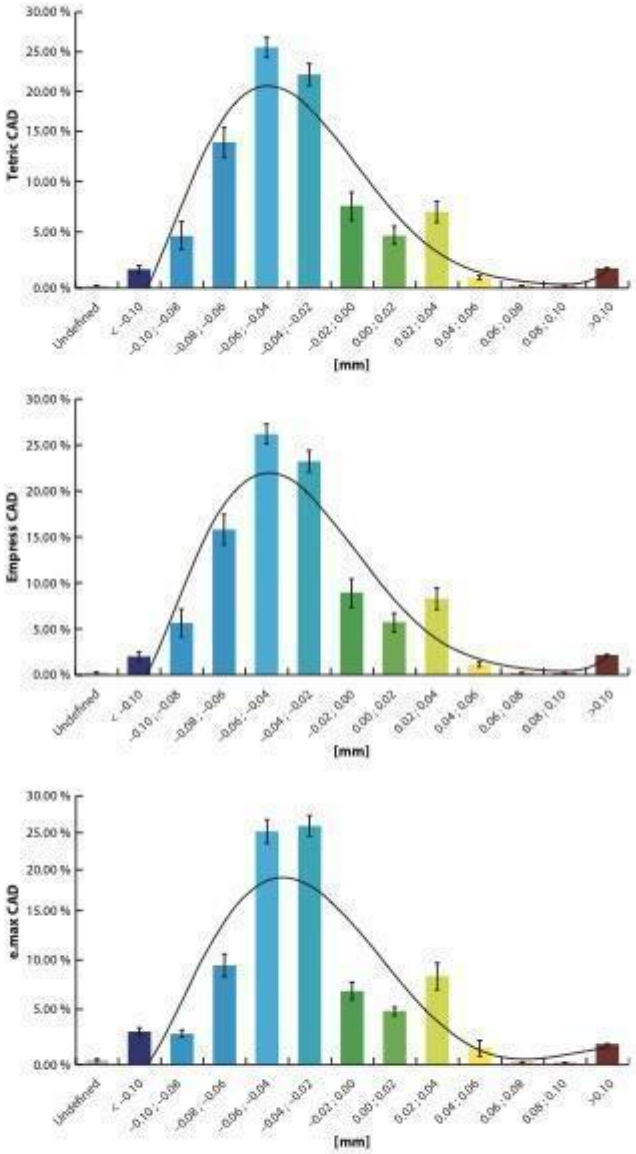


Figure 5. Frequency diagrams of distances (mm) of marginal limit region of interest. CAD, computer-aided design.

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.[3,4] 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

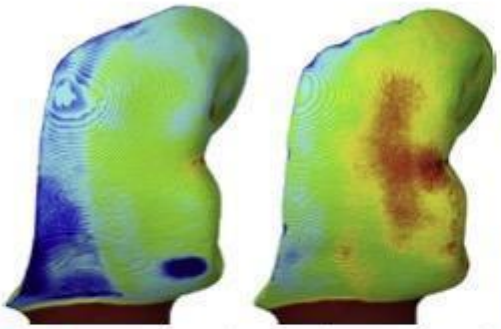


Figure 6. Comparison of marginal limit region of interest on specimen of Tetric CAD (*left*) and e.max CAD (*right*).

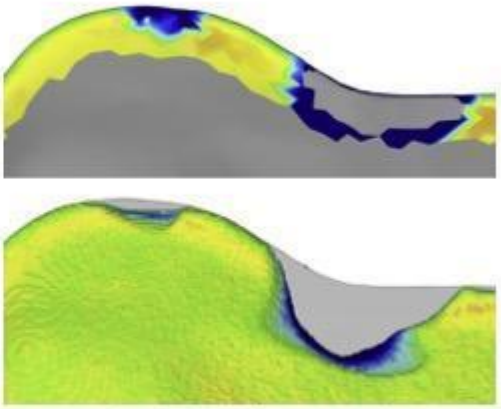


Figure 7. Map of peripheral region of interest projected on computer-aided design presenting one "undefined" defect at top and global mapping projected on mesh of corresponding prosthesis at bottom.

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 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

1. Beuc GI, Salker 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.
2. 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.
3. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. J Prosthodont Res 2014;58:208-16.
4. 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.
5. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. J Dent Res 2014;93:1232-4.
6. 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.
7. 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.
8. Benaqqa C, Chevalier J, Saâdaoui M, Fantozzi G. Slow crack growth behaviour of hydroxyapatite ceramics. Biomaterials 2005;26:6106-12.
9. 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.
10. Trajtenberg CP, Caram SJ, Kiat-amnuay S. Microleakage of all-ceramic crowns using self-etching resin luting agents. Oper Dent 2008;33:392-9.
11. Schaefer O, Kuepper H, Thompson GA, Cadhovan 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.
12. Dong XD, Ruse ND. Fatigue crack propagation path across the dentinoenamel junction complex in human teeth. J Biomed Mater Res A 2003;66:103-9.
13. Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. J Oral Rehabil 2014;41:853-74.
14. 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.
15. Chavali R, Nejat AH, Lawson NC. Machinability of CAD-CAM materials. J Prosthet Dent 2017;118:194-9.
16. 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.
17. 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.
18. 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.
19. Ahlers MO, Mörig G, Blunck U, Hajto 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.
20. 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.
21. Hofberg 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.
22. Ferracis F. Posterior indirect adhesive restorations (PIAR): preparation designs and adhesthetics clinical protocol. Int J Esthet Dent 2017;12:482-502.
23. 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 cusp-replacing ceramic premolar restoration: A finite element study. Med Biol Eng Comput 2009;47:367-74.
24. 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.
25. Veneziani M. Posterior indirect adhesive restorations: updated indications and the morphology driven preparation technique. Int J Esthet Dent 2017;12:204-30.
26. 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.
27. Jahanmir S. Ultrahigh speed microgrinding of dental ceramics. Mach Sci Technol 2010;14:411-22.
28. Gaspar M, Weichert F. Integrated construction and simulation of tool paths for milling dental crowns and bridges. Comput-Aided Des 2013;45:1170-81.
29. Dong X, Yin L, Jahanmir S, Ives LK, Rekow ED. Abrasive machining of glass-ceramics with a dental handpiece. Mach Sci Technol 2000;4:209-33.
30. 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.
31. 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.
32. Tapie L, Chiche N, Boitelle P. Adaptation Measurement of CAD/CAM dental crowns with a x-ray micro-CT: Metrological chain standardization and 3D gap size distribution. Adv Mater Sci Eng 2016;2016:1-13.
33. Du LY, Umoh J, Nikulov 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.
34. Johnston SM, Johnson GA, Badea CT. Geometric calibration for a dual tube/detector micro-CT system. Med Phys 2008;35:1820-9.
35. International Organization for Standardization. Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results – Part 1 : General principles and definitions. ISO; 1994.
36. 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.
37. 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.
38. Yin L, Jahanmir S, Ives LK. Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. Wear 2003;255:975-89.
39. 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

Annexe 8: RI8

Check for updates

ACP AMERICAN COLLEGE OF PROSTHODONTISTS

Accuracy of Additively Manufactured and Milled Interim 3-Unit Fixed Dental Prostheses

Duygu Karasan, DDS, PhD,[1] Juan Legaz, DDS,[1] Philippe Boitelle, DDS, PhD,[1,2] Philippe Mojon, DDS,[1,3] Vincent Fehmer, MDT,[1] & Irena Sailer, DDS, Dr. Med. Dent.[1]

[1]Division of Fixed Prosthodontics and Biomaterials, University Clinics for Dental Medicine, University of Geneva, Geneva, Switzerland
[2]Prosthodontic Department, Faculty of Dentistry, Lille University, Lille University Medical Center, Lille, France
[3]Division of Removable Prosthodontics and Gerodontology, University Clinics of Dental Medicine, University of Geneva, Geneva, Switzerland

Keywords
3D printing; additive manufacturing; provisional restorations; interim restorations; fixed dental prosthesis.

Correspondence
Dr. Irena Sailer, Division of Fixed Prosthodontics and Biomaterials, University Clinics for Dental Medicine, University of Geneva, Geneva, Switzerland, Michel Servet 1, 1211-CH Geneva, Switzerland. E-mail: Irena.sailer@unige.ch

Special Issue: 3D Printing and Prosthodontics; Guest Editor: Marta Revilla-León, DDS, MSD, PhD

Accepted November 7, 2021

doi: 10.1111/jopr.13454

Abstract

Purpose: To investigate the accuracy of additive manufacturing (AM) by means of internal fit of fixed dental prostheses (FDPs) fabricated with two AM technologies using different resins and printing modes (validated vs nonvalidated) compared to milling and direct manual methods.
Material and methods: Sixty 3-unit interim FDPs replacing the first mandibular molar were divided into 6 groups (n = 10): manual (Protemp 4), milled (Telio-CAD), and AM groups were subdivided based on AM technology (direct light processing (Rapidshape P30 [RS]) and stereolithography (FormLabs 2 [FL])) and the polymer type (P-Pro-C&B [St] and SHERAprint-cb [Sh]) (RS-St, RS-Sh, FL-St, FL-Sh). Validated (RS-Sh and RS-St) or nonvalidated (FL-St and FL-Sh) modes were adopted for AM. The specimens were scanned to 3D align (GOM inspect) according to the triple scan method. The internal space between the FDPs and preparation surfaces in four sites (marginal, axial, occlusal, and total) was measured using equidistant surface points (GOM Inspect). Statistical analysis was done using Kruskal Wallis and Dunn post-hoc tests. ($\alpha = 0.05$).
Results: One AM group (FL-Sh) and milling exhibited better adaptation compared to manual and RS-St at molar site ($p < 0.05$). FDPs with St resin (FL-St and RS-St) displayed bigger marginal space than milled, FL-Sh, and RS-Sh. The nonvalidated printing mode showed better mean space results ($p < 0.05$) with higher predictability and repeatability ($p < 0.001$).
Conclusions: The AM interim FDPs tested provided valid alternatives to the milled ones in regard to their accuracy results. The printing mode, resin, and the AM technology used significantly influenced the manufacturing accuracy of interim FDPs, particularly at the marginal area. The nonvalidated printing mode with lower-cost 3D printers is a promising solution for clinical applications.

Additive manufacturing (AM) is arguably one of the fastest developing technologies with great potential in the restorative/prosthodontic domain. With this expansion, a wider range of three-dimensional (3D) printers and printable materials are being introduced to the market. This results in the creation of new clinical applications of the 3D printed products, thereby increasing demand and ultimately reducing costs of AM. The fabrication of interim restorations is one of the clinical applications that can benefit the most from the developments in 3D printing technology.

An interim restoration should offer certain mechanical stability, while maintaining the biological health of the teeth and their surrounding tissues.[1,2] Therefore, adequate 3D adaptation (up to a 125-μm marginal and internal fit)[3,4] is essential but can be more difficult to achieve for multiple unit restorations. The milled computer aided design and computer aided manufacturing (CAD-CAM) interim fixed dental prosthesis (FDPs) are validated clinical options as they offer adequate accuracy and mechanical stability.[5] On the other hand, the usability of the AM technology for multiple unit FDPs remains questionable both in accuracy and mechanical stability aspects.

Even though 3D printing offers certain advantages over subtractive manufacturing, namely reduced initial cost of the device and waste material, the possibility of fabricating extended dental appliances such as dental models, as well as fabricating a large number of objects in a shorter time period,[6] there are several parameters that can vary depending on the printer and/or to the material used.[7–12] A substantial amount of

Journal of Prosthodontics 31 (2022) 58–69 © 2021 The Authors. Journal of Prosthodontics published by Wiley Periodicals LLC on behalf of American College of Prosthodontists

This is an open access article under the terms of the Creative Commons Attribution License, which permits use, distribution and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

Table 1 Material, manufacturing and post-processing details of study groups

	Material Properties			Additive Manufacturing				Printing Parameters			Post Processing/Finalization			
Group	Name	Composition	Manufacturer	Technology	3D printer	Material/Nesting & slicing software	Printing mode	Layer thickness	Printing orientation	Cleaning	Post-polymerization/ Device	Final cleaning/Drying
Mil (n= 10)	Telio CAD LT A2	Polymethylmethacrylate (PMMA) 99.5% and Pigments (<1.0%)	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Milling	5-axis milling machine	Zenotec Select Hybrid, Wieland Dental, Forchheim, Germany	-	-	-	-	-	-
Man (n= 10)	Protemp 4, A2	Dimethacrylate polymer, Bis-GMA (Glycidyl methacrylate), zirconium particles, silica and silanes, pigments	3M ESPE AG, Seefeld, Germany	Direct molding	Polyvinylsiloxane putty and light body	President Putty and Xtra Lightbody, Coltene Whaledent, Altstatten, Germany	-	-	-	-	-	-
FL-Sh (n= 10)	SHERA-cb	Flowable, light-curing acrylic-based composite (Matrix: Methacrylate oligomers, Phosphine oxide. Proportions n.a)	SHERA Werkstoff-Technologie GmbH & Co, Lemförde, Germany	SLA	FormLabs 2, FormLabs, Somerville, MA, USA	PreForm Software, FormLabs, Somerville, MA, USA	Open Mode (non-validated)	50µm	450 occlusal-buccal supported	2 x 4 mins ultrasonic bath (Unident Geneve, Geneva, Switzerland) with 98% isopropyl alcohol (Sigma-Aldrich, Merck KGaA, Darmstadt, Germany)	3 x 6000 flashes per occlusal and intaglio surfaces (SHERAFlash-light plus, SHERA Werkstoff-Technologie GmbH & Co, Lemförde, Germany)	Compressed air and steam cleaning, support removal

(Continued)

Table 1 (Continued)

	Material Properties			Additive Manufacturing				Printing Parameters			Post Processing/Finalization		
Group	Name	Composition	Manufacturer	Technology	3D printer	Material/Nesting & slicing software	Printing mode	Layer thickness	Printing orientation	Cleaning	Post-polymerization/ Device	Final cleaning/Drying
FL-St (n= 10)	P Pro Crown & Bridge	Flowable, light-curing acrylic-based composite (Matrix: Methacrylate, Filler: Silizium-dioxid 50wt% and dental glass (30vol%))	Institut Straumann AG, Basel, Switzerland	SLA	FormLabs 2, Form-Labs, Form-Labs, Somerville, Somerville, MA, USA	PreForm Software, MA, USA	Open Mode (non-validated)	100µm	450 occlusal-buccal supported	Laboratory centrifuge, 1600 rpm for 2 x 2 mins	1 x 2000 flashes per occlusal and intaglio surfaces (SHERAFlash-light plus, SHERA Werkstoff-Technologie GmbH & Co, Lemförde, Germany)	2 mins 96% Isopropyl alcohol (Sigma-Aldrich, Merck KGaA, Darmstadt, Germany) brushing & compressed air cleaning & 30 mins drying, support removal
RS-Sh (n= 10)	SHERA-cb	Flowable, light-curing acrylic-based composite (Matrix: Methacrylate oligomers, Phosphine oxide. Proportions n.a)	SHERA Werkstoff-Technologie GmbH & Co, Lemförde, Germany	DLP	P30, Rapid-Shape, Heim-sheim, Ger-many	Autodesk Netfabb Standard 2020, Autodesk, Mill Valley, CA, USA	Validated	50µm	450 occlusal-buccal supported	2 x 4 mins ultrasonic bath (Unident Geneve, Geneva, Switzerland) with 98% Isopropyl alcohol (Sigma-Aldrich, Merck KGaA, Darmstadt, Germany)	3 x 6000 flashes per occlusal and intaglio surfaces (SHERAFlash-light plus, SHERA Werkstoff-Technologie GmbH & Co, Lemförde, Germany)	Compressed air and steam cleaning, support removal
RS-St (n= 10)	P Pro Crown & Bridge	Flowable, light-curing acrylic-based composite (Matrix: Methacrylate, Filler: Silizium-dioxid 50wt% and dental glass (30vol%))	Institut Straumann AG, Basel, Switzerland	DLP	P20II, Rapid-Shape, Heim-sheim, Ger-many	Autodesk Netfabb Standard 2020, Autodesk, Mill Valley, CA, USA	Validated	100µm	450 occlusal-buccal supported	Laboratory centrifuge, 1600 rpm for 2 x 2 mins	1 x 2000 flashes per occlusal and intaglio surfaces (SHERAFlash-light plus, SHERA Werkstoff-Technologie GmbH & Co, Lemförde, Germany)	2 mins 96% Isopropyl alcohol (Sigma-Aldrich, Merck KGaA, Darmstadt, Germany) brushing & compressed air cleaning & 30 mins drying, support removal

DLP, direct light processing; SLA, stereolithography; n.a, not available; rpm, revolutions per minute; min, minute

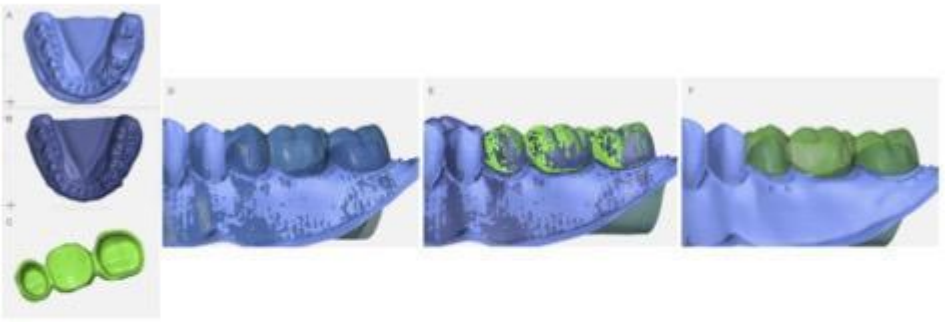


Figure 1 The scan data and superimposition of the scans according to triple scan method based on "Best-fit Alignment" in a software program (GOM Inspect; GOM GmbH). A, Master model (preparation scan). B, FDP positioned on the master model (assembly scan). C, Intaglio and outer surface of the FDPs (FDP scan). D, Superimposition of the preparation and assembly scans. E, Superimposition of the FDP scan to the assembly scans. F, FDP and preparation scans aligned. FDP = fixed dental prosthesis.

scientific literature has addressed the importance of factors such as laser speed, intensity, angle and build direction,[11,13–15] number of layers,[10,16] shrinkage between layers,[16] amount of supportive material,[9] and post-processing procedures[16] to achieve the most efficient and accurate modalities of AM. Having this myriad of parameters, the manufacturers of 3D printers often close their systems to be used only with validated printable materials in order to overcome potential inaccuracy and mechanical problems.

Vat-polymerization is one of the most used AM methods for fabrication of dental devices, and can be subcategorized based on the light source employed on the printer: stereolithography (SLA), direct light processing (DLP), and liquid crystal display based (LCD) printers also called daylight polymer printing (DPP).[13,17,18] Even though there are hypotheses regarding the possible differences between the resolution and accuracies of different vat-polymerization methods, the closed systems offered by the 3D printer manufacturers make it difficult to compare the different printing technologies for specific indications.

Moreover, for the clinicians who prefer the use of AM as a chairside option instead of higher cost milling devices, there is unquestionably a demand for the use of low-cost 3D printers that allow a wide range of material alternatives. Thus, investigations comparing so called "nonvalidated" manufacturing of the dental devices to the validated printing mode are needed.

Therefore, the purpose of this in vitro study was to evaluate the accuracy of AM by means of internal and marginal adaptation of interim FDPs that are fabricated using two different AM technologies employing validated and nonvalidated printing modes with different resins compared to the interim FDPs manufactured by subtractive CAM method and direct manual method. The null hypotheses were that the interim internal and marginal adaptation would not be influenced by the manufacturing method (manual, milling, and AM) and that the internal and marginal adaptation of the AM interim FDPs would not be influenced by the type of 3D printer, the printable resin used, or by the printing mode (validated and nonvalidated).

Materials and methods

Three-unit posterior interim FDPs were manufactured by means of manual, subtractive manufacturing (milling) and AM replacing the first mandibular molar. Two different vat-polymerization 3D printers, DLP (P30; RapidShape, Straumann, Basel, Switzerland) and SLA (FormLabs 2; FormLabs, Somerville, MA), were used to print specimens out of two different commercially available printable resin materials. The six study groups (Mil, Man, FL-Sh, FL-St, RS-Sh, RS-St), materials used, and manufacturing specifications are detailed in Table 1.

A mandibular typodont model (AG-3; Frasaco GmbH, Tettnang, Germany) was modified by removing the tooth #46 to create an edentulous area. Teeth #45 and #47 then were prepared following the preparation principles for complete-coverage restorations.[19] Circumferential 1mm chamfer finish line design, 1.5 mm occlusal and 1mm axial reductions were employed for both premolar and molar teeth. A digital impression was obtained from the typodont model by using an optical laboratory scanner (Iscan D104i; Imetric 3D SA, Courgenay, Switzerland). The digital files were exported in standard tessellation language (STL) format and were then processed in a model processing software program (Dental System, Model Builder; 3 Shape, Copenhagen, Denmark). Later the model was 3D printed (P30; Rapidshape, Straumann, and SheraPrint Model Plus Sand; SHERA Werkstoff-Technologie GmbH & Co) to be used as the master model. The rationale behind obtaining the master model from a 3D printed material was to ensure the similar surface characteristics and light reflection properties between the specimens and the master model.

A digital impression of the AM master model was taken (Iscan D104i, Imetric 3D SA, Courgenay, Switzerland) and FDPs were CAD (Dental System, version 2018; 3 Shape) in a full

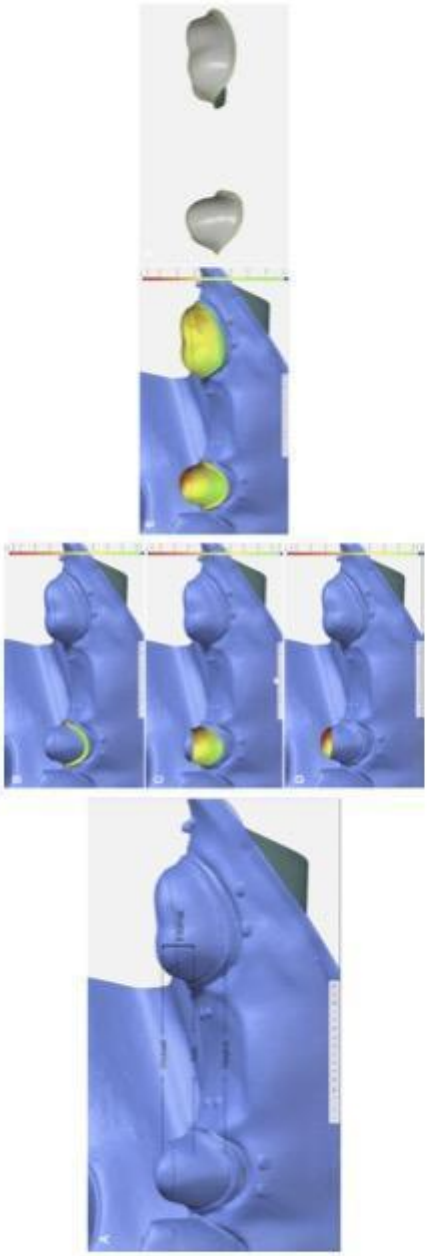


Figure 2 A, Inspection sites that were defined as three areas: marginal, axial, and occlusal. B-D, Measurement of the spaces between the intaglio surface of the FDP scan and preparation scan surface (B, marginal site; C, axial site; D, occlusal site). E, 3D analysis of the total surface. F, The equidistant surface points that were used for the space measurements.

contour shape with 1mm of marginal and axial wall thickness and, 1.5 mm of occlusal thickness. The overall cement space was set to 30 μm[20] with an additional vertical space of 80 μm. Both the CAD data and the CAD-master model assembly were exported. The latter was 3D printed (P30; RapidShape and SheraPrint Model Plus Sand; SHERA Werkstoff-Technologie GmbH & Co) and the silicone indexes (President Putty and Xtra Lightbody; Coltene Whaledent, Altstatten, Germany) were created on it for the manually manufactured interims (Man group). Manual specimens were manufactured with the direct molding method (Table 1). Self-polymerizing interim material was applied in a silicon index and successively pressed on the master model. The silicon index was removed after 6 min of working/setting time following manufacturer's recommendations; the FDPs were then removed and the excessive resin material around the margin was detached carefully. The intaglio surface as well as the marginal area remained untouched.

The milled and four AM group specimens were fabricated using the same STL file. The milled FDPs (Mil) were nested and milled with a CAM unit (Table 1). Specimens of four AM groups (RS-Sh, RS-St, FL-Sh, FL-St) were fabricated and post-processed. For the RS-Sh and RS-St group specimens a validated 3D printing mode was used, whereas the FL-Sh and FL-St specimens were manufactured using open mode option of the FormLabs 2 3D printer; the printer was set to "white" as the material color and the layer thicknesses were set based on manufacturer's recommendations. The pre-processing, processing and post-processing methods applied to the AM group specimens are detailed in Table 1.

The master model and the 3-unit FDPs were scanned using an optical laboratory scanner (Iscan D104i; Imetric 3D SA). An anti-reflective powder coating (Helling 3D Scan Spray; Helling GmbH) was sprayed at a fixed distance of 20 cm on the preparation, intaglio and outer surfaces of the specimens. The accuracy of the scanner was reported as 4 μm by the manufacturer. The scanning was made following a modified triple scan method[21]: the scanning of the preparation (preparation scan); scanning of the specimen, intaglio and outer surface of the FDPs (FDP scan); scanning of the assembly, and the FDP was positioned on the master model (assembly scan) (Fig 1). The scan data were exported as STL files to be then imported in a reverse engineering software program (GOM Inspect, V8 Hotfix 5, Rev. 115656, Build 2019-02-15, GOM GmbH, Carl. AG, Brunswick, Germany) for the analysis.

Initially, the preparation scan was imported, and the abutment surfaces of the preparation scan were separated applying three surface curves and corresponding sections in the inspection software (GOM Inspect; GOM GmbH) to create 3 areas--marginal, axial and occlusal (Fig 2). The marginal area was defined by two curves; the first was positioned at the cavosurface angle and the second at the intersection between the finish line and axial wall of the preparation. A curve separating axial and occlusal areas was positioned where functional and nonfunctional cusp bevels end at the buccal and lingual aspects, and in the approximal areas at the intersection between occlusal and axial preparation walls. Surface patches were created for the three inspection sites (marginal, axial, and occlusal) on the preparation scan. The inspection surface area thus could be

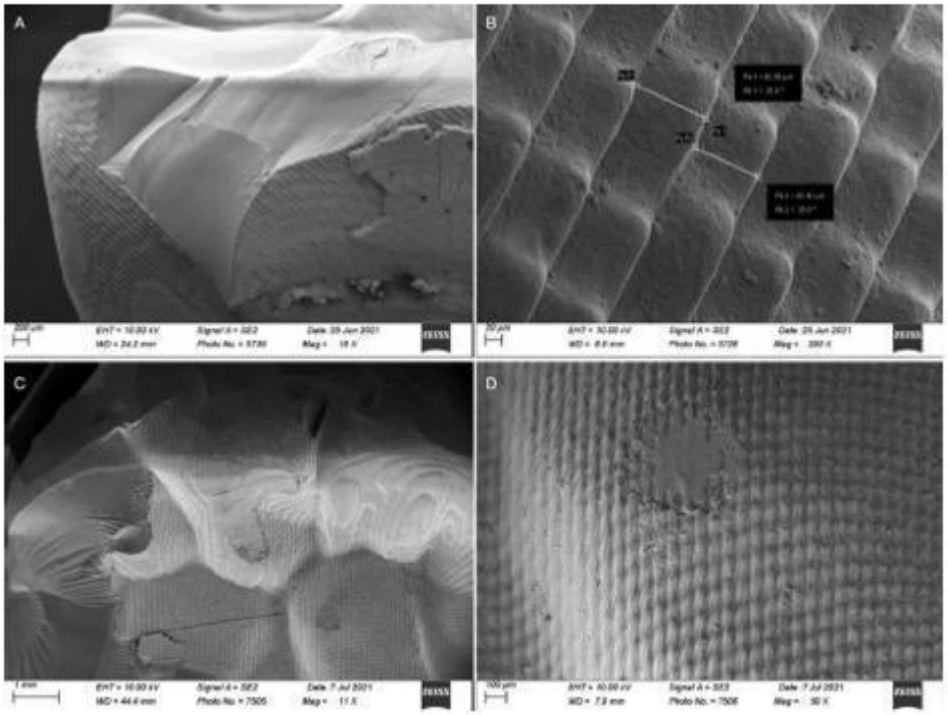


Figure 3 SEM images of RS-St (A, B) and RS-Sh (C, D) (×11, ×18, ×50, ×200 magnifications); A, The pixel like appearance of the layers at the surface. B, The measurement of layer thickness resulted in variant values from the original setting of 100 µm. C, The occlusal image of a selected RS-Sh specimen, the pixel like appearance of the surface. D, The occlusal surface of the same RS-Sh specimen with a higher magnification (×200). SEM = scanning electron microscope; RS-Sh = P30 Rapidshape and Shera-cb.

standardized for each specimen for every site and tooth (Fig 2). Following the sectioning preparation scan, the assembly scan was imported and pre-aligned to the preparation scan. Based on this pre-alignment, the surfaces excluding the experimental area (preparation and the FDP surfaces) were selected on the actual data and section-based "Best Fit Alignment" was performed. The FDP scan was then aligned to the assembly scan by using the same alignment strategy. The occlusal, buccal, and lingual outer surfaces of the scan were selected for the "Best Fit Alignment". The alignment deviation was calculated within the software as <5 µm for both "Best Fit Alignments" (preparation scan to assembly scan and assembly scan to FDP scan) during each analysis (Fig 1).

The internal and marginal adaptation of the FDPs at three defined areas (marginal, axial, and occlusal) for each abutment tooth (premolar and molar) were measured at multiple points throughout the surface using the surface comparison option (GOM Inspect; GOM GmbH) (Fig 2). The number of measurement points were 1208 and 1953 at the occlusal area, 1404 and 1913 at the axial area, and 1023 and 1649 at the marginal area on the premolar and molar teeth, respectively (Fig 2). The inspection was limited to 500 µm and the exceeding measurements were considered as outliers.

The single point measurements were exported to a software program (Microsoft Excel; Microsoft, Redmond, Washington, United States) and were used to calculate the mean space between the marginal, intaglio (axial and occlusal), and total areas of the abutment teeth. The standard deviations for each specimen per inspection site were also calculated (SD_{Spec}) which corresponded to the level of homogeneity of the internal and marginal space throughout the inspection surfaces.

Selected specimens from AM groups were analysed for layer, bulk, and surface characteristics using a scanning electron microscope (SEM) (X11, X25, X50, and X200, Gemini Zeiss Sigma 300 VP; Carl Zeiss, Oberkochen, Germany) (Figs 4 and 5). Real layer thickness to evaluate the z-axis accuracy was measured in the selected specimens when the layers were visible under magnification (Fig 4).

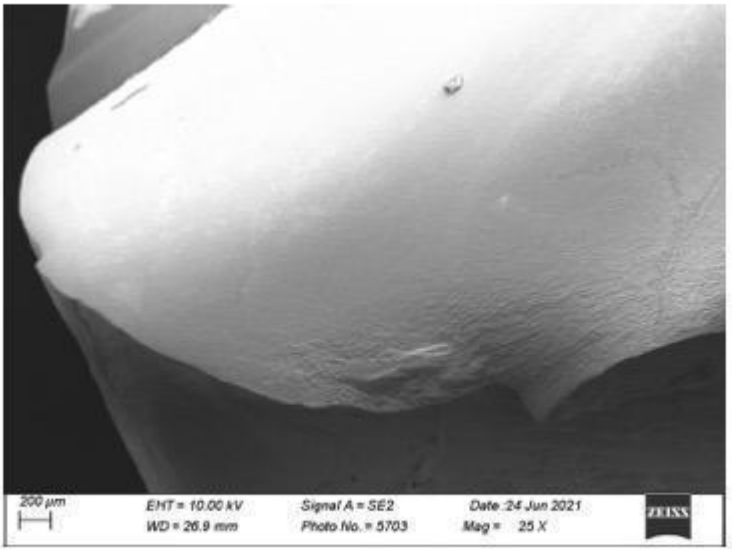


Figure 4 The surface image of a selected FL-St specimen under SEM (x25). SEM, scanning electron microscope. FL-St = FormLabs 2 and P-Pro Crown & Bridge.

The mean, standard deviation (SD), median and interquartile range (IQR) of mean internal (occlusal and axial) and marginal spaces and their corresponding mean deviations for study groups were analyzed using descriptive statistics. The mean internal and marginal spaces were tested for normality by Shapiro-Wilk test. Kruskal-Wallis test was used for comparisons of internal and marginal mean spaces in between the groups. A Dunn post hoc test was later applied to detect the differences across the groups for each site of abutment teeth ($p < 0.05$).

A general linear model using mean deviations as the dependent variable and tooth type and tooth site as fixed effect factors was run. One-way analysis of variance (ANOVA) test was further performed to highlight differences between the groups for total surface mean deviations. Tukey B post-hoc test was done to identify the groups that shows significant differences. ($p < 0.05$). Mann Whitney U and t-tests were used to analyze and compare the total 3D adaptation and the mean deviations of the AM interim FDPs fabricated by two 3D printers. The statistical analysis was performed using a statistical software program (IBM SPSS Statistics, v24.0; IBM Corp, New York, NY)

Results

Descriptive statistics for 3D adaptation results of specimens from 6 study groups, four inspection sites (marginal, axial, occlusal, and total), and two abutment teeth (premolar and molar) are shown in Table 2.

Marginal space results of FL-Sh and RS-Sh groups were similar to Mil group and exhibited significantly better marginal adaptation than FL-St, RS-St, and Man groups for both premolar and molar abutment teeth analysis (Table 2). The resin type showed a significant influence on the marginal adaptation, for the SLA printer specimens (FL-Sh < FL-St, $p < 0.05$).

Fabrication method (milling, manual, or AM), and the interim material influenced the total 3D adaptation of the interim FDPs at the molar abutment. Mil and FL-Sh specimens were significantly better adapted than Man and RS-St specimens ($p < 0.05$) (Fig 3). The total surface adaptation results of 3D printers (FL and RS) were pooled in order to compare the accuracy of the two 3D printers (Table 3). The FL interim FDPs showed a trend for better overall 3D adaptation results compared to RS specimens, however the difference reached significance only at the molar site based on Mann-Whitney U test results (U (20,20) = 281, $p < 0.05$) (Table 3).

The mean and SD of the SD_{Spe} for the total 3D adaptation analysis is shown in Table 4. Mil specimens showed significantly less total surface SD_{Spe}, and therefore more homogenous internal and marginal space distribution compared to Man and RS-St interim FDPs. Meanwhile despite their higher SD_{Spe} results, FL-Sh, FL-St, and RS-St interim exhibited statistically similar results to Mil interim FDPs (Fig 3). The analysis on the pooled SD_{Spe} based on AM device, demonstrated significantly more homogenous total internal and marginal space

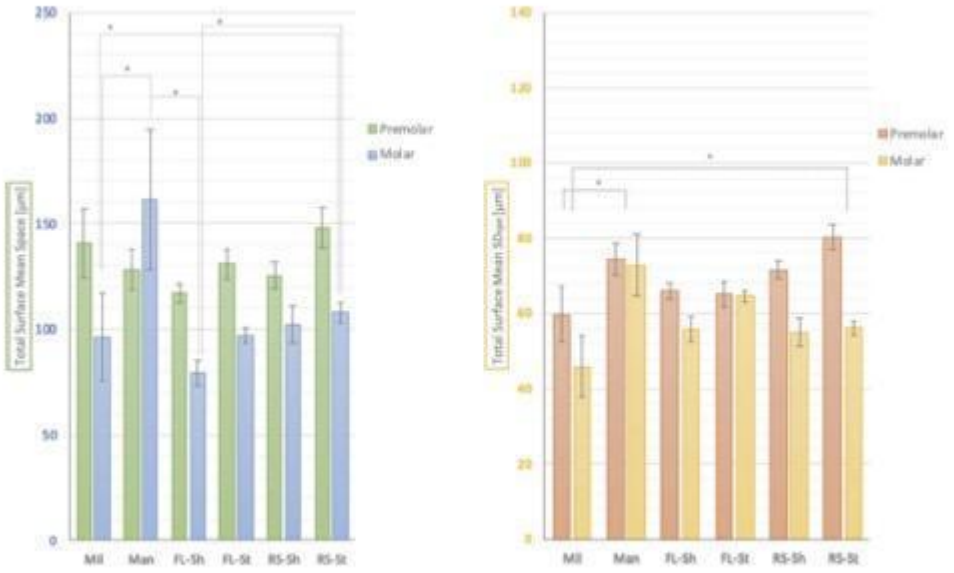


Figure 5 Total surface mean space and SD_{Spe} results for premolar and molar tooth areas (µm). SD_{Spe}, standard deviations for each specimen.

distributions for FL 3D printer at both premolar and molar sites, according to t-test and Mann-Whitney U test results, respectively (Table 3).

Based on the SEM analysis on the selected specimens, the SLA printer specimens demonstrated smoother surface characteristics (Fig 5) compared to specimens fabricated with the DLP 3D printer (Fig 4). During the SEM analysis, the DLP printer specimens' printing layers were detectable (Fig 4), whereas the SLA printer specimens' layers were not visible.

Discussion

Based on the findings of the present study the total adaptation results at the molar site of milled and one AM group (FL-Sh) exhibited better adaptation results compared to Man and RS-St groups. The difference between the manufacturing methods at the premolar site was not significant. Therefore, the first null hypothesis was partially rejected. Similar if not smaller marginal mean space results were obtained from the FL-Sh group compared to Mil specimens, thus AM can be regarded as a promising alternative to milling for interim FDPs.

Previous investigations on comparison of the accuracy of milling and AM reported similar if not better marginal and internal adaptation for AM interim restorations,[23,24] which is in accordance with the findings of the present study. However, in the present study, not all the AM groups showed similar accuracy to the Mil group, and the accuracy of the AM groups were dependent on the AM technology, resin that was used, and their corresponding printing parameters. Therefore, the second null hypothesis was rejected. The AM groups matched with St resin material displayed less favorable marginal adaptation results compared to the Mil, FL-Sh, and RS-Sh groups. The reason behind this difference might be the layer thickness that was employed based on each manufacturer's recommendations (Sh: 50 µm, St: 100 µm).

The printer accuracy is determined by the resolution of the x-, y-, and z-axis, which is related to the characteristics of the printer's light source. Contrary to the x- and y-axis resolution, the resolution along the z-axis is modifiable depending on the material and determines the layer thickness. The z-axis resolution is reported to influence the degree of conversion which showed better results with lower layer thicknesses and eventually reduced the distortion due to photopolymerization shrinkage.[18] In the present study, the resin with bigger layer thickness exhibited less favorable accuracy results independent from the AM technology used. Moreover, the layer thickness measurement under SEM for the DLP printer specimens, demonstrated variant values compared to the layer thickness setting that was chosen as can be seen in the SEM images.

Printing parameters such as layer thickness, shrinkage between layers,[7,25] layer number,[12,25] laser intensity, printer wavelength, post-processing method, and UV intensity and total thickness[26] were suggested to have influence on the distortion phenomenon of the printed object. Customizing printing parameters according to the resin used was suggested as a solution.[26] However, there is an obstacle in dentistry, as existing 3D printer manufactures (i.e., NextDent, Rapidshape and DWS) often market devices that are only compatible with their

Table 2 Group, tooth, and site descriptive statistics for mean distance [μm], SD, median, IQR and Dunn* test results

Site / Tooth	Group n=10	Mean distance	SD	Marginal median	IQR	Dunn test comparison	Mean distance	SD	Axial median	IQR	Dunn test comparison	Mean distance	SD	Occlusal median	IQR	Dunn test comparison	Mean distance	SD	Median	IQR	Dunn test comparison
Premolar	Mill	11.760	62.65	118.74	58.11	a	109.72	39.77	104.33	25.26	a	153.74	70.41	137.15	62.64	a, b	143.55	48.68	127.97	47.11	a
	Man	165.15	38.89	169.11	60.27	b, c	90.49	26.15	92.69	30.76	a	142.38	44.28	138.65	60.64	a, b	128.04	31.04	132.41	38.24	a
	FL-Sh	103.07	18.01	102.17	29.38	a	101.18	6.81	100.38	6.86	a	169.48	52.14	165.17	30.26	b	117.07	13.71	118.78	24.54	a
	FL-St	172.50	30.70	180.17	42.48	c	108.08	15.07	109.99	20.61	a	116.29	28.23	109.57	33.73	a	130.83	22.81	133.28	33.35	a
	RS-Sh	130.92	27.98	129.04	28.21	a, b	100.13	16.40	101.95	15.36	a	166.33	23.17	157.06	42.26	b	125.25	19.83	126.77	16.18	a
	RS-St	160.27	33.69	158.19	34.66	b, c	122.60	25.14	115.46	29.27	a	168.23	36.33	159.83	37.42	b	147.82	29.96	142.09	27.59	a
Molar	Mill	83.31	68.72	49.51	28.77	a, b	93.94	50.45	73.68	17.3	a, b	113.11	82.95	79.14	41.49	a, b	98.85	63.95	74.42	28.73	a
	Man	188.38	73.76	178.91	90.13	d	101.7	46.89	89.79	69.03	a, b, c	150.78	73.74	138.72	98.95	b, c	170.98		141.99	119.37	b
																			105.47		
	FL-Sh	69.10	23.25	68.09	24.65	a	67.82	14	68.04	14.67	a	103.03	23.79	103.73	34.21	a	79.48	18.2	79.62	14.17	a
	FL-St	114.76	12.13	108.97	31.04	c, d	98.29	13.13	100.31	13.79	c	626	8.84	67.41	9.96	a	97.27	11.6	97.87	13.78	a, b
	RS-Sh	102.35	31.84	96.29	23.74	b, c	79	20.5	76.88	15.27	a, b	128.12	37.17	120.13	29.21	b, c	101.91	28.22	94.28	14.78	a, b
	RS-St	110.62	24.30	111.98	30.06	c, d	85.54	11.85	82.45	9.49	b, c	131.27	11.74	132.43	5.27	c	107.98	15.53	106.3	14.63	b

*Dunn test comparison was done intergroup for each tooth and measurement site

Note: the same letter denotes no significant difference ($p > .05$)

SD, standard deviation; IQR, interquartile range; Mill, milled; Man, manual; FL-Sh, FormLabs 2 and Sherа-cb; FL-St, FormLabs 2 and P-Pro Crown & Bridge; RS-Sh, P30 Rapidshape and Shera-cb; RS-St, P30 Rapidshape and P-Pro Crown & Bridge

Table 3 Mean and standard deviation results and comparison of total surface and SDspe analysis of two AM devices (FormLabs 2 and P30 Rapidshape)

Total surface (mean)							
Device	Tooth	Specimen (n)	Mean (µm)	SD	Median (µm)	IQR	Significance
FL	Premolar	20	123.9	19.6	124.1	30.5	t(38) = 1.67 /
RS	Premolar	20	136.5	27.3	130.6	30.9	p > .05 *
FL	Molar	20	88.4	17.4	89.8	27.0	U(20,20) = 281 /
RS	Molar	20	104.9	22.4	99.2	23.7	**P < .05****
Total surface (SD_{Spe})							
Device	Tooth	Specimen (n)	Mean (µm)	SD	Median (µm)	IQR	Significance
FL	Premolar	20	65.5	8.9	65.7	14.2	t(38) = −3.52 /
RS	Premolar	20	76.0	9.7	74.2	11.7	**P < .01***
FL	Molar	20	60.2	9.2	60.2	9.1	U(20,20) = 114 /
RS	Molar	20	66.6	9.5	63.6	8.9	**P < .05****

*t-test results.

**Mann-Whitney U test results.

SD = standard deviation; IQR = interquartile range; AM = additive manufacturing. FL = FormLabs 2; RS = P30 Rapidshape

Table 4 Descriptive statistics for SD_{Spe} of the total abutment teeth surface (premolar and molar pooled)

	Total		
Group n = 10	SD_{Spe}	SD	Tukey B comparison
Mill	52.9	24.8	**a**
Man	73.7	24.8	**b, c**
FL-Sh	60.9	10.2	a, b, c
FL-St	64.8	8.3	a, b, c
RS-Sh	63.3	12.9	a, b, c
RS-St	68.2	14.9	**b, c**

Tukey test comparison was done intergroup for FDP internal and marginal area; the same letter defines no significant difference ($p > 0.05$).

SD = standard deviation; SD_{Spe} = standard deviations for each specimen. Mil = milled; Man = manual; FL-Sh = FormLabs 2 and Shera-cb; FL-St = FormLabs 2 and P-Pro Crown & Bridge; RS-Sh = P30 Rapidshape and Shera-cb; RS-St = P30 Rapidshape and P-Pro Crown & Bridge.

respective printable dental materials. These are often expensive >$50,000 printers with high production capacity.[12] Nevertheless, there is a widespread need for lower-cost (<$5000) 3D printers as used in this study (e.g., FormLabs 2) as an alternative to the more expensive ones (e.g., Rapidshape P30) for easier access to 3D printing. This creates the need for investigations testing the accuracy of printing when used with nonvalidated printable resins. In the present study the SLA 3D printer group specimens (FL-Sh and FL-St) were manufactured using the nonvalidated printing mode, which means that the printer was employed in open-mode. Whereas the DLP 3D printer (RS-Sh and RS-St) was used only with validated printable resins. Interestingly, the nonvalidated printing mode outperformed the validated counter group in premolar and molar tooth areas when both mean spaces and the SD_{Spe} were compared. In other words, the nonvalidated printing mode showed higher mean accuracy results with better predictability and repeatability. The mechanical stability results based on the second part of this investigation[22] were in accordance with the results of the present study; the SLA technology with nonvalidated printing mode exhibited higher survival rate and lower complication rates after aging, as well as higher fracture load values compared to the specimens fabricated with the DLP printer with validated printing mode.[22]

Additionally, the influence of the AM technology (i.e., SLA or DLP), on the accuracy of AM dental devices should not be overlooked.[7,8,23,25] DLP 3D printers employ a digital light projector which might have different levels of resolution that directly define the accuracy of the printer. The pixels that are generated by the projector can be seen clearly in the SEM analysis that was performed in the present study. SLA printers have a laser beam that moves throughout each layer and printer accuracy depends on the laser spot diameter. The continuous photopolymerization of the resin makes the layers untraceable under the SEM for FL-St and FL-Sh and results in better surface finish than DLP.[6] Similarly, the SLA demonstrated better accuracy at the marginal area and predictability of results than the DLP.

The triple scan method is a validated nondestructive alternative to the replica method.[21,27,28] In the present study, the superimpositions and the analysis wwere done based on a modified triple scan method that allowed measurements on more than 6000 surface points that were distributed to the inspection area. For the replica method, the optimal number of points for the marginal fit was recommended to range from 18 to 50, however most authors reportedly used only 4 to 12 points. The

triple scan method on the other hand may be done based on a higher number of points (range of 200-300)[29] yet remains limited compared to the present analysis protocol with 3D analysis of the space. Accordingly, this method provides a global cement space analysis and therefore the potential for an in-depth analysis of the accuracy performance of CAD-CAM systems and manufacturing workflows.

The results of this study should be interpreted with care as the in vitro design has limitations to reflect all clinically relevant factors, the limited number of interim dental materials and manufacturing procedures tested, and the specific setting printing parameters. Further in vitro and clinical trials are needed to broaden the analysis of the usability of additively manufactured interim FDPs.

Conclusions

Within the limitations of this in vitro study, the AM interim FDPs demonstrated acceptable accuracy results, similar to milled ones. The printing mode, resin, and the printing technology used have influenced the printing accuracy of the interim FDPs, particularly at the marginal area. The use of nonvalidated printing mode with lower-cost 3D printers, can be an interesting solution for clinical applications.

Acknowledgments

The authors would like to thank to Dr. Hyeonjong Lee (Yonsei University, Seoul, South Korea) for his support in developing the modified triple scan protocol, and to Prof. Dr. Susan Scherrer (University of Geneva, Division of Fixed Prosthodontics and Biomaterials) for her support in SEM analysis and for providing SEM images.

Conflict of interest

Authors declare no conflict of interest.

References

1. Burns DR, Beck DA, Nelson SK: A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: report of the committee on research in fixed prosthodontics of the academy of fixed prosthodontics. J Prosthet Dent 2003;90(5):474-497
2. Tuntiprawon M, Wilson PR: The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. Aust Dent J 1995;40(1):17-21
3. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. J Prosthet Dent 1966;16(2):297-305
4. McLean JW, von Fraunhofer JA: The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. Br Dent J 1971;131(3):107-111
5. Ng J, Ruse D, Wyatt C: A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. J Prosthet Dent 2014;112(3):555-560
6. Pagac M, Hajnys J, Ma QP, et al: A review of vat photopolymerization technology: materials, applications, challenges, and future trends of 3D printing. Polymers (Basel) 2021;13(4):598.
7. Braian M, Jimbo R, Wennerberg A: Production tolerance of additive manufactured polymeric objects for clinical applications. Dent Mater 2016;32(7):853-861
8. Ide Y, Nayar S, Logan H, et al: The effect of the angle of acuteness of additive manufactured models and the direction of printing on the dimensional fidelity: clinical implications. Odontology 2017;105(1):108-115
9. Piedra-Cascón W, Krishnamurthy VR, Att W, et al: 3D printing parameters, supporting structures, slicing, and post-processing procedures of vat-polymerization additive manufacturing technologies: a narrative review. J Dent 2021;109:103630
10. Revilla-León M, Meyers MJ, Zandinejad A, et al: A review on chemical composition, mechanical properties, and manufacturing work flow of additively manufactured current polymers for interim dental restorations. J Esthet Restor Dent 2019;31(1):51-57
11. Revilla-León M, Raney L, Piedra-Cascón W, et al: Digital workflow for an esthetic rehabilitation using a facial and intraoral scanner and an additive manufactured silicone index: a dental technique. J Prosthet Dent 2020;123(4): 564-570
12. Tahayeri A, Morgan M, Fugolin AP, et al: 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. Dent Mater 2018;34(2):192-200
13. Revilla-León M, Fountain J, Piedra Cascón W, et al: Workflow description of additively manufactured clear silicone indexes for injected provisional restorations: a novel technique. J Esthet Restor Dent 2019;31(3):213-221
14. Revilla-León M, Sadeghpour M, Özcan M: An update on applications of 3D printing technologies used for processing polymers used in implant dentistry. Odontology 2020;108(3):331-338
15. Revilla-León M, Umorin M, Özcan M, et al: Color dimensions of additive manufactured interim restorative dental material. J Prosthet Dent 2020;123(5):754-760
16. Groth C, Kravitz ND, Jones PE, et al: Three-dimensional printing technology. J Clin Orthod 2014;48(8):475-485
17. Piedra-Cascón W, Mostafavi D, Ruiz-de-Gopegui J, et al: Fabricating a dual-material, vat-polymerized, additively manufactured static implant surgical guide: a dental technique. J Prosthet Dent 2021; Epub ahead of print:https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.01.028
18. Reymus M, Lümkemann N, Stawarczyk B: 3D-printed material for temporary restorations: impact of print layer thickness and post-curing method on degree of conversion. Int J Comput Dent 2019;22(3):231-237
19. Sailer I, Fehmer V, Pjetursson P: Fixed Restorations. A Clinical Guide to the Selection of Materials and Fabrication Technology (ed 1). Germany, Quintessence Publishing, 2021, pp 110-116
20. Wu JC, Wilson PR: Optimal cement space for resin luting cements. Int J Prosthodont 1994;7(3):209-215
21. Holst S, Karl M, Wichmann M, et al: A new triple-scan protocol for 3D fit assessment of dental restorations. Quintessence Int 2011;42(8):651-657
22. Legaz J, Sailer I, Mojon P, et al: Mechanical properties of additively manufactured and milled interim 3-unit fixed dental prostheses (FDPs). J Prosthodont 2021, Submitted.
23. Alharbi N, Osman R, Wismeijer D: Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. J Prosthet Dent 2016;115(6): 760-767
24. Mai HN, Lee KB, Lee DH: Fit of interim crowns fabricated using photopolymer-jetting 3D printing. J Prosthet Dent 2017;118(2):208-215

25. Puebla K, Arcaute K, Quintana R, et al: Effects of environmental conditions, aging, and build orientations on the mechanical properties of ASTM type I specimens manufactured via stereolithography. Rapid Prototyp J 2012;18(5): 374-388 https://doi.org/10.1108/13552541211250373
26. Wu D, Zhao Z, Zhang Q, et al: Mechanics of shape distortion of DLP 3D printed structures during UV post-curing. Soft Matter 2019;15(30):6151-6159
27. Holst S, Karl M, Wichmann M, et al: A technique for in vitro fit assessment of multi-unit screw-retained implant restorations: application of a triple-scan protocol. J Dent Biomech 2012;3:1758736012452181
28. Matta RE, Schmitt J, Wichmann M, et al: Circumferential fit assessment of CAD/CAM single crowns–a pilot investigation on a new virtual analytical protocol. Quintessence Int 2012;43(9): 801-809
29. Boitelle P, Tapie L, Mawussi B, et al: Evaluation of the marginal fit of CAD-CAM zirconia copings: comparison of 2D and 3D measurement methods. J Prosthet Dent 2018;119(1): 75-81

Annexe 9:

UNIVERSITÉ DE GENÈVE
FACULTÉ DE MÉDECINE
Clinique universitaire de médecine dentaire

Clinique universitaire de médecine dentaire
Division de Prothèse Fixe et Biomatériaux 022 379 40 50
Prof. Irena Sailer (Promoteur-Investigateur) 022 379 40 50
Irena.sailer@unige.ch

Confidential study protocol

Marginal fit of ceramic and composite onlays with different finishing lines fabricated by two CAD-CAM systems

Pitta J[1], ...Strasding M[1], Sailer I[1], Boitelle P[2]

[1] University of Geneva,
[2] University of Lille

STUDY SYNOPSIS

Investigators	Pitta J [1], ...[1], Sailer I[1], Boitelle P[2] [1] University of Geneva [2] University of Lille
Protocol Version and Date	Version 1.2, 21.04.2021
Objectives	The objective of this study is to evaluate the marginal fit of indirect composite and ceramic restorations with three different finishing lines (marginal limits) and fabricated by two different CAD-CAM systems. 3 null hypotheses: 1. The finishing line does not influence the marginal fit of the indirect restoration; 2. The restoration material does not influence the marginal fit of the indirect restoration; 3. The CAD-CAM system does not influence the marginal fit of the indirect restoration.
Study Design	An in vitro laboratory study on maxillary first molars with three different finishing lines (Chamfer, Bevel, and Butt joint) using two different CAD-CAM systems (Cerec MCXL and Progamill One) and two different materials (ceramic, Emax CAD; nano hybrid composite, Tetric CAD). Twelve groups are designed according to the study variables: finishing line, CAD-CAM system, restoration material (n=10). **GROUP 1.** Ceramic onlay (Emax CAD; Ivoclar Vivadent) with Chamfer marginal limit milled by Cerec MCXL (Dentsply Sirona). **GROUP 2.** Ceramic onlay (Emax CAD; Ivoclar Vivadent) with Bevel marginal limit milled by Cerec MCXL (Dentsply Sirona). **GROUP 3.** Ceramic onlay (Emax CAD; Ivoclar Vivadent) with Butt joint marginal limit milled by Cerec MCXL (Dentsply Sirona). **GROUP 4.** Composite onlay (Tetric CAD, Ivoclar Vivadent) with Chamfer marginal limit milled by Cerec MCXL (Dentsply Sirona). **GROUP 5.** Composite onlay (Tetric CAD, Ivoclar Vivadent) with Bevel marginal limit milled by Cerec MCXL (Dentsply Sirona).

	GROUP 6. B Composite onlay (Tetric CAD, Ivoclar Vivadent) with Butt marginal limit milled by Cerec MCXL (Dentsply Sirona). **GROUP 7.** Ceramic onlay (Emax CAD; Ivoclar Vivadent) with Chamfer marginal limit milled by Progamill One (Ivoclar Vivadent). **GROUP 8.** Ceramic onlay (Emax CAD; Ivoclar Vivadent) with Bevel marginal limit milled by Progamill One (Ivoclar Vivadent). **GROUP 9.** Ceramic onlay (Emax CAD; Ivoclar Vivadent) with Butt joint marginal limit milled by Progamill One (Ivoclar Vivadent). **GROUP 10.** Composite onlay (Tetric CAD, Ivoclar Vivadent) with Chamfer marginal limit milled by Progamill One (Ivoclar Vivadent). **GROUP 11.** Composite onlay (Tetric CAD, Ivoclar Vivadent) with Bevel marginal limit milled by Progamill One (Ivoclar Vivadent). **GROUP 12.** Composite onlay (Tetric CAD, Ivoclar Vivadent) with Butt marginal limit milled by Progamill One (Ivoclar Vivadent).
Primary Endpoints	Evaluation the marginal fit of three different finishing lines of indirect CAD-CAM onlays milled by two CAD-CAM milling systems.
Secondary Endpoints	Comparison of marginal integrity (p.e. presence of chippings) between the restoration materials according to the finishing lines and milling systems.
Investigational Device	**Prosthetic materials:** Tooth preparations: - Standard onlay preparation on three resin teeth. - Three finishing lines preparations: chamfer, bevel, and butt margin **Restoration materials:** - Two materials: lithium disilicate ceramic (Emax CAD, Ivoclar Vivadent), nano-hybrid composite (Tetric CAD, Ivoclar Vivadent) **CAD-CAM systems:** - Optical scanner: Ineos Cerec (Dentsply Sirona) - CAD software: Cerec inlab (Dentsply Sirona) - Two milling machine: Cerec MCXL (Dentsply Sirona); Progamill One (Ivoclar Vivadent)

	Measurement materials: - Optical scanner: Ineos Cerec (Dentsply Sirona) - Measurement software: GOM Inspect
Address of Participating Study Site(s)	University Clinic of Dental Medicine Division of Fixed Prosthodontics and Biomaterials (GE) University of Geneva Rue Michel-Servet 1 1211 Geneva 4
Relevance of the project	The adaptation of CAD-CAM prosthesis depends on restoration materials machinability, technical capacity of milling machine and dental preparation morphology. The marginal limit preparation may need to be done according to the manufacturing method (CAD-CAM or conventional manufacturing). CAD-CAM technical constraints compel to choose a marginal limit design to avoid marginal maladaptation or chipping of the restoration edges.

Material and Methods

10 onlays are fabricated according to each experimental group (n=10/group).

Three resin maxillary right first molars (dentoform, Frasaco) were prepared on the mesio-vestibular-distal aspects with reduction of the mesial and distal cusp for partial indirect onlay restorations by using cylindrical diamond rotary instruments . A basic preparation presented a vestibular limit describing butt margin form. This preparation was modified with a chamfer (0.8 mm) or a bevel marginal limit. The three preparations were scanned with a digital laboratory scanner (InEos, CEREC; Dentsply Sirona). Three virtual models were generated by a CAD software (InLab CEREC; Dentsply Sirona). The margins were delineated in automatic mode and corrected manually when necessary. The restorations were designed using the parameter suggested by manufacturer, as follows: minimum radial thickness of 500 µm; minimum occlusal thickness of 2 mm; die spacer of 50 µm; marginal adhesive discrepancy of 20 µm, and margin thickness of 50 µm. The restorations were manufactured using the CEREC milling machine (MCXL, CEREC; Dentsply Sirona) or Ivoclar Vivadent milling machine (Programill One; Ivoclar Vivadent). The restorations were milling from lithium disilicate ceramic blocks (Emax CAD; Ivoclar Vivadent) or nano-hybrid composite blocks (Tetric CAD; Ivoclar Vivadent). For each material, ten restorations were milled.

Repositioning and fit measurement

To evaluate marginal fit each restoration was recorded using a dental optical scanner (InEos, CEREC; Dentsply Sirona). After acquisition, the data was processed to obtain a

3D standard tessellation language (STL) model. Each virtual CAD model was exported to CAD software.

These files were imported to an inspection software (GOM Inspect 2019) for analyzing the point cloud data of 3D measurements. 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 orthogonal projection of the 3D STL file vertices on the prosthesis CAD model.

Marginal integrity analysis

All restorations were analyzed in a digital microscope to evaluate the marginal integrity and presence of chippings.

Statistical analysis

The data will be analyzed using one statistical software (SPSS, SPSS INC, Chicago, IL, US).

Annexe 10:

UNIVERSITÉ DE GENÈVE
FACULTÉ DE MÉDECINE

MAS EN MEDECINE DENTAIRE

RESEARCH PROJECT FOLLOW-UP

CANDIDATE: Agnès Sahli

Project title: Validation of the clinical 3D position of single unit restorations by using the digital workflow – a retrospective analysis

Supervisor: Dr. Malin Strasding / Prof. Irena Sailer

Co-investigators: Dr. Philippe Boitelle

Purpose:
Part I : Primary aim of the study is to retrospectively compare the 3D position of digitally designed single unit restorations (crowns/onlays) with the clinical 3D position of these restorations after intraoral cementation.

Part II : Secondary aim of the study is to prospectively compare the 3D position of digitally designed single unit restorations (crowns/onlays) with the clinical 3D position of these restorations after intraoral cementation.

Part III : An additional aim of the study is the 3D analysis of the digitally designed restorations (STL) compared with the restorations after milling and before cementation (prospectively).

Materials and Methods:

Part I and II:
The intraoral scans of one patient cohort that received and one patient cohort that will receive single unit restorations by means of a digital workflow will be used to retrospectively and prospectively analyze the clinical 3D position of these restorations. The digital design (CAD) of the restorations placed on the prepared abutment tooth will be transformed into STL data and then compared to the STL data of the intraoral scans after cementation of the restorations.
The scans were performed with the Cerec system (Sirona) and the Trios scanner(3shape) and will be transformed into STL data for superimpositioning and analysis by means of the software GOM Inspect.
Hereafter, a deviation in the 3D position of the digitally planned restorations and the intraorally cemented restorations will be analyzed.

Part III:
For the prospective patient cohort, the restorations will be scanned with a laboratory scanner and then the STL data of the digitally designed restorations and the STL data of the milled restorations will be compared and analyzed by means of GOM Inspect.

Timeline

Protocol submitted
Ethical board approval
Date experiments start
Date experiments completed
First manuscript draft
Submitted
Accepted for publication

Genève le 15.4.21

Candidate *Supervisor*

Annexe 11:

UNIVERSITÉ DE GENÈVE
FACULTÉ DE MÉDECINE
Clinique universitaire de médecine dentaire

Clinique universitaire de médecine dentaire
Division de Prothèse Fixe et Biomatériaux 022 379 40 50
Prof. Irena Sailer (Promoteur-Investigateur) 022 379 40 50
Irena.sailer@unige.ch
Division of cariology and endontology 022 379 41 00
Dr. Tissiana Bortolotto (Promoteur-Investigateur)
tissiana.bortolotto@unige.ch

UNIVERSITÉ PARIS DESCARTES
USPC Université Sorbonne Paris Cité
Université de Lille
URB2i
Biomatériaux innovants et interface
EA 4462
Dr. Philippe Boitelle (Promoteur-Investigateur)
philippe.boitelle@univ-lille.fr
Dr Jean-Pierre Attal (Promoteur-Investigateur)
jean-pierre.attal@parisdescartes.fr

Confidential study protocol

In vitro Marginal adaptation and fracture strength of two different designs for posterior cantilever bridges :

Boitelle P[1], Bortolotto T[2], Krejci I[2], … , Attal J.P[1], Sailer I[2]

[1] University of Paris,
[2] University of Geneva,
[3] University of Lille.

SUMMARY OF THE STUDY

Investigators	Boitelle P[1,3], Bortolotto T [2], Krejci I [2], … , Attal J.P[1], Sailer I[2] [1] University of Paris; URB2i [2] University of Geneva [3] University of Lille
Protocol Version and Date	Version 5.0 05.10.21
Objectives	The objective of this study is to evaluate the marginal adaptation and fracture strength of two posterior cantilever bridge designs made out from lithium disilicate ceramic blocks and zirconia blocks. 3 null hypotheses will be tested: 1. The fracture strength would fail to identify differences in the fatigue behavior of two cantilever FPDs made of disilicate lithium ceramic blocks and zirconia blocks; 2. The restoration material does not influence the fracture strength; 3. The fatigue behavior does not influence the marginal fit of the restoration.
Study Design	An in vitro laboratory study will be performed on first molars with two different cavity preparations (MO slot cavity versus proximal stripping) using two different CAD-CAM systems (Cerec Inlab) and two different materials (lithium disilicate ceramic: Emax CAD; Zirconia: Emax ZirCAD). Four groups will be tested according to the study variables: cavity design, and restoration material (n=8). **GROUP 1.** Ceramic FPDs (Emax CAD; Ivoclar Vivadent) with mesio-occlusal inlay milled by Cerec MCXL (Dentsply Sirona). **GROUP 2.** Ceramic FPDs (Emax CAD; Ivoclar Vivadent) with mesio-occlusal stripping milled by Cerec MCXL (Dentsply Sirona). **GROUP 3.** Zirconia FPDs (Emax ZirCAD; Ivoclar Vivadent) with mesio-occlusal inlay milled by Zenotec Select Hybrid (Wieland Dental). **GROUP 4.** Zirconia FPDs (Emax ZirCAD; Ivoclar Vivadent) with mesio-occlusal stripping milled by Zenotec Select Hybrid (Wieland Dental).
Primary Endpoints	Evaluation of the fatigue behavior of two designs cantilever FPDs made of disilicate lithium ceramic blocks and zirconia blocks.
Secondary Endpoints	Comparison of marginal integrity before versus after fatigue tests between the restoration materials according to constituents matérials.

	Evaluation of fracture strength on fatigued samples (after thermo mechanical load)
Investigational Device	**Prosthetic materials:** **Tooth preparations:** - Standard inlay preparation on natural molar. - Stripping in the mesial face on natural molar. **Restoration materials:** - Two materials: lithium disilicate ceramic (Emax CAD, Ivoclar Vivadent), Zirconia (Emax ZirCAD, Ivoclar Vivadent) **CAD-CAM systems:** - Optical scanner: Ineos Cerec (Dentsply Sirona) - CAD software: Cerec inlab (Dentsply Sirona) - Two milling machines: Cerec MCXL (Dentsply Sirona); Zenotec Select Hybrid (Wieland Dental) **Measurement materials:** - Optical scanner: Ineos Cerec (Dentsply Sirona) - Measurement software: GOM Inspect - Universal testing machine (Instron, Milan, Italy)
Address of Participating Study Site(s)	University Clinic of Dental Medicine Division of Fixed Prosthodontics and Biomaterials, Prof Sailer. Division of Cariology and Endodontology, Prof Krejci, Dr Bortolotto. University of Geneva Rue Michel-Servet 1 1211 Geneva 4
Relevance of the project	Materials evolution gives the possibility to realize a cantilever bridge in the posterior sectors. A design of this new concept of prosthesis must be proposed. The finite element analysis of the different bridge designs mechanical behavior allowed us to select two types of design. The first comprises an inlay type fin positioned proximal to the intermediate element. The second has no supports but a simple bonding surface developed against the retainer. Mechanical constraints compel to choose a design and materials to allow the prosthesis greatest durability.

Material and Methods

32 cantilever FPDs are fabricated according to each experimental group (n=8/group).

Caries-free human molars of nearly identical size and complete root growth were anonymously collected after extraction due to periodontal or orthodontic reasons. Due to anonymous collection, this protocol did not need to be submitted to approval by an ethical committee (Swiss law, Canton of Geneva, Switzerland, Human Research Act, article 2, Alinea 2). They were stored in a 0.1% thymol solution for a maximum of 2 months after extraction. The teeth were randomly divided into four groups (n=8). The apex of each root was sealed with an adhesive system (Optibond FL, Kerr, Switzerland) without removing the pulpal tissue.

Two designs were realized to generate different Fixed Partial Denture (FPD) models, as described below:

A) For each molar mesial face of each group, a minimal stripping preparation consists of reducing and flattening until obtaining a surface in the enamel of 4mm in height and a vestibulo-lingual width of 3mm by the use of a rotating diamond instrument (Large grain, Sof-Lex Pop-On Polishing Discs, coarse, 3M Company, St Paul Minnesota, USA).
B) Only for slot preparation groups, a minimal cavity preparation (mesio-occlusal, butt joint margins on enamel) was made in each molar by the use of a rotating diamond instrument (80–25µm grain size, FG 8113NR, 3113NR, Intensiv SA, Viganello Switzerland) mounted on a red contra-angle handpiece (Sirius 180 XL, Micro-Mega, Besancon, France) under continuous water-cooling. The depth of the occlusal cavity was 1 mm, the occlusal length was 1mm and the occlusal width was 3 mm.

The pontic measured 7 mm mesiodistally, which approximately corresponds to the size of a second premolar. The total bonding surface was measured 3 x 4 mm containing in the Solt groups, the connector with the pontic of dimension to 3 × 1 mm. For the construction of the Disilicate Lithium (DI) and Zirconia - 3Y-TZP (Zr) fixed prostheses, an optical impression with a digital laboratory scanner (InEos, CEREC; Dentsply Sirona, Bensheim, Germany) and bridge conceptions were made a CAD software (InLab CEREC; Dentsply Sirona, Bensheim, Germany). The milling of the prostheses was carried out using the CEREC milling machine (MCXL, CEREC; Dentsply Sirona, Bensheim, Germany) for disilicate lithium block and the Zenotec select hybrid machine (Wieland Dental, Germany). Disilicate Lithium (IPS Emax CAD; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) and Zirconia (IPS Emax ZirCAD; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) prefabricated blocks were the materials used for the construction of the prostheses. After the milling procedure, they were manually adjusted to the abutment tooth using coarse diamond instruments under continuous water cooling.

For each group, each préparation (which were previously sealed with bonding) were airborne particle abraded (MicroEtcher CD, Danville Materials, San Ramon, CA, USA) for 10 seconds using aluminum oxide powder (grain size of 27 μm) at a pressure of 2 bars.
Manufacturer recommendations advisored to use a luting system adapted to bridge's materials.

A) For the Zirconia groups, a coupling agent (Clearfil Ceramic Primer, Kuraray, Japan) then the mixture paste composed to equal amounts to paste A + B of anaerobic-curing resin cement (Panavia F2.0, Kuraray, Japan) was applied. A mixed equal amount of ED Primer II A+B was applied on the tooth preparation and left to stand for 30 seconds before rinsing with water and drying. After removing excess cement, a light-cure on the margin was realized and left to stand for 3 minutes.
B) For the Lithium disilicate groups, the intraglio surface was etched with 5% hydrofluoric acid (IPS Ceramic Etching gel, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) for 20 seconds, and after rinsing and drying, a universal primer composed to silane methacrylate (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) was applied then heated by composite warmer. The tooth preparation was etched with 37 % phosphoric acid (Total etch, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) and after rinsing and drying, a bonding agent (Optibond FL, Kerr, Switzerland) I would choose an adhesive system from Ivoclar, please check with Pr Sailer if she would like a universal adhesive (Adhese Universal) or a multi step one (Syntac) was spreaded during 20 seconds then light-cure during 10 seconds. An adhesive luting composite (Variolink Esthetic DC, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) was used as the luting agent. After removing the excess resin, the luting composite resin was light activated with constant relative power density of 1000mW/cm2 (Fusion curing light, Dentlight Inc, TX. USA,) for 60 seconds each from cervical, buccal, lingual, and occlusal surfaces under a layer of glycerine gel (Liquide strip, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein).

The margins of the restorations were then finished using 15 mm diamond instruments (Composhape, Intensiv, Lugano, Switzerland) and polished with flexible discs (Sof-Lex; 3M ESPE). After polishing the margins (before loading) and after loading, the specimens were cleaned with rotating nylon brushes (Hawe Neos Dental, Bioggio, Switzerland) and toothpaste.

The specimens were mechanically loaded in a computer-controlled masticator with 1,200,000 cycles of 49 N each, at a frequency of 1.7 Hz. A total of 3,000 thermal cycles of type 5◦ C to 50◦ C to 5◦ C were performed simultaneously. The chamber was automatically emptied after 2 minutes for 10 s with air pressure to avoid mixing the cold and warm water. The load cycles were transferred to the buccal cusp of the pontic.

Before and after making a thermomechanical loading procedure, an optical impression with a digital laboratory scanner (Iscan D103i; Imetric 3D SA, Courgenay, Switzerland).The digital files were exported in standard tessellation language (.stl) format and be imported in reverse engineering software (GOM Inspect, V8 Hotfix 5, GOM GmbH, Braunshweig,

Germany) for analyzing the marginal adaptation of posterior cantilever bridge. The scan after thermomechanical loading was pre-aligned to the scan before thermomechanical loading. Based on this pre-alignment, the surfaces excluding the experimental area (preparation and the FDP surfaces) were selected on the actual data and section-based "Best Fit Alignment" was performed. The alignment deviation was calculated within the software as <5µm for both "best fit alignments" (preparation scan to assembly scan and assembly scan to FDP scan) during each analysis.

After the thermomechanical loading procedure, the fracture strength of each prosthesis was calculated by loading them to failure in a universal testing machine (Instron, Milan, Italy). The force was applied to the center of the pontics using a steel ball (5mm diameter) at a crosshead speed of 1 mm/minute. To ensure a regular force distribution and minimize the transmission of local force peaks from the steel bar to the pontics' cusps, a layer of 0.5 mm thick tin foil was placed between both surfaces. The failure determination was set at a 10% loss of the maximum loading force.

Microscopy optical examinations were made to document the different fracture patterns. Types of failure due to the fracture strength test were described as "adhesive" (in the adhesive interface) and "cohesive" (within ceramic or composite material). Two main locations of the "adhesive" failures were distinguished: between luting composite and inlays' restorative material (Lithium disilicate ceramic or Zirconia) and between tooth substrate and luting composite.

Statistical analysis

The data will be analyzed using one statistical software (SPSS, SPSS INC, Chicago, IL, US). The independent variables were the cantilever design (MO box or enamel surface) and the bridge materials (lithium disilicate or zirconia); the dependent variables were the percentages of continuous margins before / after loading and the scores of fracture strength.

Expected results

We expect that the two bridge designs will be able to withstand thermo mechanical load cycles and to attain values of fracture strength comparable with similar scores reported in the literature.

References

1) In vitro assessment of single-retainer tooth-colored adhesively fixed partial dentures for posterior teeth. Bortolotto T., Monaco C., Onisor I., Krejci I. Int J Dent, vol. no. 101095, pp. 9, 2010.

2) Retrospective clinical study of single-retainer cantilever anterior and posterior glass-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses at a mean follow-up of 6 years. Sailer I., Bonani T., Brodbeck U., Hämmerle C.H.F. Int J Prosthodont. 2013; 26:443-450.
3) Influence of retainer design on two-unit cantilever Resin-bonded glass fiber reinforced composite fixed dental prostheses: An in vitro and finite element analysis study. Keulemans F., De Jager N., Kleverlaan C.J., Feilzer A.J. J Adhes Dent. 2008; 10:355-364.
4) Relative contributions of occlusion, maximum bite force, and chewing cycle kinematics to masticatory performance. Lepley C.R., Trockmorton G.S., Ceen R.F., Bushang P.H. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011; 139:606-13.
5) Retrospective evaluation of CAD/CAM Cantilever reconstructions to restore compromised posterior teeth: A preliminary report. Ronay V., Bindl A., Sahrmann P., Schmidlin P.R. Int J Prosthodont. 2014; 27:165-168.

Résumé

Les chaînes de CFAO ont été à l'origine d'un changement de paradigme profond en Chirurgie-Dentaire affectant toutes les facettes de l'arsenal thérapeutique, les différentes étapes de la conception et de la fabrication des divers dispositifs médicaux intra-oraux (prothèses dentaires, dispositifs chirurgicaux, dispositifs implantables) et amenant de nouvelles solutions thérapeutiques et de nouveau matériaux comme les matériaux à base de Zircone. La qualité d'une prothèse fixée est caractérisée par la bonne adaptation de celle-ci sur son pilier dentaire afin d'assurer la longévité de l'assemblage dento-prothétique. La première partie de mes travaux de recherche a consisté en la recherche d'une chaîne de mesure fiable et reproductible permettant l'évaluation des performances des systèmes de CFAO. Deux méthodes d'évaluation se sont dégagées. L'une avec une mesure réalisée par un scanner optique, appelée « Triple scan » et l'autre basée sur l'utilisation de numérisation radiologique par micro-CT. Ces méthodes m'ont été utiles afin de mesurer le niveau d'adaptation des restaurations prothétiques comme des overlays, des armatures en zircone ou des bridges et de connaître le niveau de dispersion de données provoqué par tout ou partie des chaînes de CFAO. En parallèle, mes travaux ont contribué à faire évoluer la conception des restaurations partielles postérieures et ont permis la mise en place d'étude clinique de l'adaptation de restaurations collées et positionnées chez des patients. La deuxième partie des travaux a contribué à l'émergence d'une nouvelle conception de bridge cantilever destiné aux édentements des régions prémolo-molaires grâce à une analyse des contraintes par éléments finis et des tests mécaniques de fatigue par thermocyclage. Mes activités de recherche m'ont conduit à participer au développement d'un protocole de numérisation radiologique d'empreinte physicochimique. Enfin, le dernier élément de mes travaux est une contribution au développement d'outil pédagogique afin de faire évoluer l'enseignement avec les thérapeutiques cliniques

Mots clés : CFAO, Dentisterie Numérique, Prothèse dentaire, Ingénierie et mécanique, biomatériaux.