



HAL
open science

Évaluation de l'adaptation marginale de couronnes céramo-céramiques par microtomographie à rayon x

Lydie Lise Tellier

► **To cite this version:**

Lydie Lise Tellier. Évaluation de l'adaptation marginale de couronnes céramo-céramiques par microtomographie à rayon x. Sciences du Vivant [q-bio]. 2019. dumas-02089964

HAL Id: dumas-02089964

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02089964>

Submitted on 4 Apr 2019

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

U.F.R. D'ODONTOLOGIE

Année 2019

Thèse n°20

THESE POUR L'OBTENTION DU

**DIPLOME D'ETAT de DOCTEUR EN CHIRURGIE
DENTAIRE**

Présentée et soutenue publiquement

Par Lydie Lise TELLIER

Née le 28 Février 1992 à Voiron (38)

Le 01/04/2019

**Evaluation de l'adaptation marginale de couronnes
céramo-céramiques par microtomographie à rayon x**

Sous la direction de : Mathieu CONTREPOIS

Membres du jury :

Mme BERTRAND Caroline
Mr CONTREPOIS Mathieu
Mme LAVIOLE Odile
Mr BOU Christophe
Mr ROULLAND Thibaut
Mme POULON Angéline

Présidente
Directeur
Rapporteur
Assesseur
Assesseur
Invitée

UNIVERSITE DE BORDEAUX

MAJ 01/11/2018

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

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

Directrice Mme BERTRAND Caroline 58-01
Directeur Adjoint à la Pédagogie Mr DELBOS Yves 56-01
Directeur Adjoint – Chargé de la Recherche M. FRICAIN Jean-Christophe 57-01
Directeur Adjoint – Chargé des Relations Internationales M. LASSERRE Jean-François 58-01

ENSEIGNANTS DE L'UFR

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

Mme	Caroline	BERTRAND	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Marie-José	BOILEAU	Orthopédie dento-faciale	56-01
M	Sylvain	CATROS	Chirurgie orale	57-01
M	Raphaël	DEVILLARD	Odontologie restauratrice et endodontie	58-01
Mme	Véronique	DUPUIS	Prothèse dentaire	58-01
M.	Bruno	ELLA NGUEMA	Sciences anatomiques et physiologiques - Biomatériaux	58-01
M.	Jean-Christophe	FRICAIN	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-01

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

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

M.	Patrick	ROUAS	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Johan	SAMOT	Biologie Orale	57-01
Mme	Maud	SAMPEUR	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	Cyril	SEDARAT	Parodontologie	57-01
Mme	Noélie	THEBAUD	Sciences biologiques	57-01
M.	Eric	VACHEY	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01

AUTRES ENSEIGNANTS

Mme	Audrey	AUSSEL	Sciences anatomiques et physiologiques	58-01
Mme	Elsa	GAROT	Odontologie pédiatrique	56-01

ASSISTANTS

Mme	Mathilde	BOUDEAU	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M.	Wallid	BOUJEMAA AZZI	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Melle	Camille	BOULÉ-MONTPEZAT	Odontologie pédiatrique	56-01
Mlle	Anaïs	CAVARE	Orthopédie dento-faciale	56-01
M	Hubert	CHAUVEAU	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M,	Jean-Baptiste	CULOT	Fonctions/dysfonctions, imagerie, biomatériaux	58-01
M	Pierre-Hadrien	DECAUP	Fonctions/dysfonctions, imagerie, biomatériaux	58-01
Mme	Severine	DESCAZEUX	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M.	Cédric	FALLA	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
Mme	Mathilde	FENELON	Chirurgie Orale	57-01
Mme	Agathe	GREMARE	Biologie orale	57-01
M	Mickaël	HYVERNAUD	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Clémence	JAECK	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Olivia	KEROUREDAN	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Mme	Claudine	KHOURY	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
M	Adrien	LASTRADE	Prothèse dentaire	58-01
M.	Emmanuel	MASSON REGNAULT	Chirurgie Orale	57-01
Mme	Marie	MÉDIO	Orthopédie dento-faciale	56-01
Mme	Aude	MENARD	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Meryem	MESFIOUI	Parodontologie	57-01
Mme	Chloé	PELOURDE	Orthopédie dento-faciale	56-01
M	Antoine	POPELUT	Parodontologie	57-01
M	Florian	PILEU	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Noëlla	RAJONSON	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
Mr	Thibaut	ROULLAND	Prothèse dentaire	58-01
M.	François	ROUZÉ L'ALZIT	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Rawen	SMIRANI	Orthopédie dento-faciale	56-01
Mme	Sophia	ZIANE	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01

Remerciements

A notre Présidente de thèse

Madame le Professeur Caroline BERTRAND
Professeur des Universités
Praticien Hospitalier Sous-section Prothèse 58-01

A vous qui nous faites l'honneur de présider cette thèse, Je vous remercie pour votre enseignement tout au long de cette formation ainsi que pour votre engagement et soutien tout au long de ce projet, sans vous il n'aurait pu voir le jour. Soyez assurée de ma sincère reconnaissance et de mon profond respect.

A notre Directeur de thèse

Monsieur le Docteur Mathieu CONTREPOIS

A vous qui nous avez fait l'honneur d'accepter de diriger cette thèse, Je vous remercie pour la confiance que vous m'avez accordée en me proposant ce sujet ainsi que pour vos conseils au cours de ce travail. Je tiens à travers cette thèse à vous témoigner ma gratitude pour votre implication durant cette formation.

A notre Rapporteur de thèse

Madame le Docteur Odile LAVIOLE
Maitre de Conférences des Universités
Praticien Hospitalier Sous-section Prothèse Dentaire 58-01

A vous qui nous faites l'honneur de juger notre travail et de participer à ce jury, Je trouve ici l'occasion de vous remercier pour vos enseignements à Xavier-Arnoz durant ma cinquième année. Veuillez trouver dans cette thèse l'expression de mon profond respect.

A notre Assesseur

Monsieur de Docteur Christophe BOU

Maître de Conférence des Universités – Praticien hospitalier

Sous-section Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale 56-02

Je vous remercie d'avoir accepté de juger ce travail. Votre implication auprès des étudiants en odontologie est une source de motivation pour nous tous. La qualité de votre enseignement clinique au sein de l'hôpital Saint-André a été particulièrement enrichissante. Veuillez trouver ici toute ma reconnaissance.

A notre Assesseur

Monsieur le Docteur Thibaut ROULLAND

Praticien Hospitalier

Sous-section Prothèse Dentaire 58-01

Je vous remercie très sincèrement d'avoir accepté d'être membre de ce jury. Vos conseils et votre implication à la faculté m'auront permis de prendre confiance tout au long de ces études. Veuillez trouver ici l'expression de toute ma reconnaissance et de mon plus grand respect.

A notre Invitée

Madame Angéline POULON

Maître de Conférence des Universités

Je vous remercie d'avoir accepté de faire partie de mon jury, et de me faire l'honneur de juger mon travail. Sans votre soutien ce projet n'aurait pas été réalisable. Veuillez trouver dans cette thèse l'expression de mon respect.

Un grand merci également à tous ceux sans qui ce travail n'aurait pas été possible :

Ronan Ledevin, ingénieur à Placamat, pour ta gentillesse et ta disponibilité. Ton aide m'a été précieuse pour toute la partie expérimentale et technique, tes connaissances et tes conseils m'ont été d'une grande utilité.

Christophe Sireix du groupe Biotech Dental, pour ton accueil et ton implication dans le projet,

Ludovic Moreau, du groupe GC France, pour avoir fait preuve d'écoute et répondu à mes questions dans les plus brefs délais.

A ma famille :

Ma maman Marie, qui m'a poussé vers le haut depuis le début, qui m'a donné le meilleur et qui m'a toujours soutenue.

Mes grands-parents, Jean-Claude et Maïtena, Sylvette et Jean-Paul, sur qui je peux toujours compter. Vous m'avez supporté pendant mes révisions de P1, même si j'étais un dragon parfois.

Mes oncles, tantes, cousins et cousines.

A mes amis :

Aux G5, Alexa, Fanny, Marine et Penelope, à toutes ces bouteilles de vin et ces pintes de bière qu'on a englouti, à toute cette mauvaise vodka qui nous a fait mal à la tête et perdre nos téléphones (surtout les miens...), à toutes ces révisions de dernières minutes, ces déguisements de soirées dentaire, de WEI et de Rallye.

A tous les gens de ma promo, Caroline, Floriane, Léo, JB, Alfred, Thomas, Séléna, Léa, Sonia, Céline, Gizem...

A tous mes amies Moldus (non dentistes) :

Leslie, ma meilleure amie.

Laura, ma confidente.

Valentine, avec qui j'ai partagé mes années de lycée et d'internat,

Claire, Mylène et Marion, ces trois veaux de mer avec qui je fais le tour du monde,

Victor Paul et Gauthier avec qui je partage l'amour du Risk et du pipa, et Hugo aussi, même s'il ne sert à rien.

A mes copines du basket, au club du BEC,

A Adrien, qui m'a soutenu pendant la rédaction de ma thèse et avec qui je vais commencer à écrire une nouvelle page de ma vie.

Table des matières

INTRODUCTION	11
1 Contexte scientifique	13
1.1 La caméra Condor.....	14
1.2 Le logiciel de CAO et l'usineuse	15
1.3 Les blocs de céramique.....	16
1.3.1 Rappel vitro-céramique	16
1.3.2 Bloc IPS e.max CAD.....	16
1.3.3 Bloc Vita Suprinity PC	17
1.4 L'adaptation marginale.....	18
1.4.1 Terminologie.....	18
1.4.2 Conséquences cliniques de l'adaptation de la couronne	22
1.5 Les méthodes de mesure.....	26
1.5.1 Vision externe au microscope	26
1.5.2 La coupe transversale.....	27
1.5.3 La technique de la réplique en silicone	27
1.5.4 La microtomographie à rayon X	28
1.5.5 La méthode du triple-scan optique	28
1.6 Objectif et hypothèse	29
2 Matériel et méthode.....	30
2.1 Fabrication d'un maître modèle	31
2.2 Fabrication des couronnes	32
2.3 Acquisition des images 3D par microtomographie à rayon X	37
2.4 Mesure du joint marginal	42
2.5 Analyse statistique.....	43
3 Résultats.....	44
4 Discussion.....	48
4.1 Rejet ou validation de l'hypothèse HO.....	49
4.2 La microtomographie à rayon X	50
4.3 Nombre de point de mesure	51
4.4 Répartition des points de mesure	52
4.5 Valeur cliniquement acceptable.....	54
4.6 L'adaptation marginale de couronnes CAD/CAM.....	55
4.7 Comparaison des systèmes de scanners intraoraux	57
4.8 Limites de l'étude	58

4.8.1	Le nombre d'échantillons	58
4.8.2	Poudrage du maître modèle pour l'empreinte	58
4.8.3	L'espacement interne virtuel pour le ciment	59
4.8.4	Logiciel de CAO et usinage	60
4.8.5	Collage ou non des prothèses pour les mesures	60
4.8.6	Etude réalisée <i>In vitro</i>	61
CONCLUSION		62
BIBLIOGRAPHIE		63
ANNEXE		74

INTRODUCTION

Au cours des dernières décennies la popularité des restaurations tout céramique a fortement augmenté grâce à une demande esthétique croissante. Praticiens, prothésistes et fabricants travaillent conjointement pour pouvoir répondre à cette demande. Les avancées technologiques qui en découlent ont mené à de nouvelles méthodes d'acquisition des données et de production dans le domaine prothétique.

Bien que la fabrication conventionnelle de couronne ait prouvé sa fiabilité, chaque étape du processus induit une possibilité de diminution de la bonne adaptation de la pièce prothétique (1). Avec l'introduction de la technologie numérique il est possible de réduire ces étapes au nombre de trois qui sont l'empreinte optique, la conception virtuelle de la prothèse, et l'usinage de la pièce. De manière générique, le terme français CFAO (Conception Fabrication Assistée par Ordinateur) est utilisé. Il correspond au terme anglais CAD/CAM (computer-aided design/computer-aided manufacturing). Ces nouvelles procédures sont également plus confortables pour le patient et permettent, dans le cas d'un usinage immédiat, de se passer de l'étape de provisoire (2).

Cette révolution du numérique dans le domaine dentaire est étroitement liée au développement de nouveaux matériaux créés pour être usinés tout en répondant à l'exigence esthétique qui est un challenge quotidien pour les praticiens.

Les couronnes céramo-céramiques possèdent des qualités optiques supérieures et une biocompatibilité améliorée en comparaison aux couronnes céramo-métallique (3), mais l'un des critères les plus important pour le succès prothétique est la qualité de l'adaptation marginal (4).

Cliniquement il est possible d'évaluer cette adaptation grâce à une sonde, mais le pouvoir discriminant de cet outil est très faible. Une étude *in vitro* avec acquisition d'images 3D et 2D analysables est scientifiquement plus appropriée pour se prononcer vis à vis de ces nouvelles technologies (4).

Une thèse, réalisée il y quelques années, s'était focalisée sur l'adaptation marginale des couronnes céramo-céramiques à travers une revue systématique de la littérature (5,6). Ce travail

constitue, en quelque sorte, une suite à cette dernière. Il s'agit en effet d'une étude expérimentale visant à étudier l'ajustage de couronnes céramo-céramiques réalisées par CFAO, à l'aide de la microtomographie à rayon X.

1 Contexte scientifique

Lorsqu'un praticien souhaite introduire la CFAO dans sa pratique, trois possibilités s'offrent à lui.

Il peut tout d'abord s'équiper d'une caméra et d'une usineuse. Toutes les étapes sont alors réalisées au cabinet dentaire : de l'empreinte optique, à la conception et à l'usinage de la prothèse. C'est la technique par CFAO directe.

Il a ensuite deux alternatives. S'il ne souhaite pas s'équiper d'une usineuse il peut avoir recours à la technique de CFAO semi-directe. L'empreinte optique est réalisée au cabinet puis envoyée au laboratoire de prothèse qui réalisera le design et l'usinage.

Enfin s'il ne souhaite pas non plus acquérir de caméra intra-orale il peut avoir recours à la technique de CFAO indirecte. Dans ce dernier cas il y a réalisation d'une empreinte physico-chimique qui est envoyée au laboratoire de prothèse. Ce dernier réalise la coulée du plâtre, puis le modèle physique obtenu est scanné et les dernières étapes sont réalisées en suivant une chaîne numérique (design et usinage de la prothèse).

La première étape de la CFAO directe et semi-directe est la prise d'empreinte. Il existe actuellement sur le marché différentes caméras, les plus connues sont la CEREC Omnicam de Dentsply-Sirona®, la Trios 3 de 3Shape®, la Lava True Definition de 3M®, la CS3600 de Carestream® et la CondorScan de Biotech®.

C'est grâce à cette dernière caméra que les empreintes de la présente étude ont été réalisées.

1.1 La caméra Condor

Cette caméra est disponible sur le marché depuis Août 2015. Contrairement aux autres caméras, le fonctionnement de la CondorScan (*Fig. 1*) est basé sur son software et non sur son hardware. C'est à dire que la technologie permettant de reconstituer les images en 3D ne se trouve pas dans la pièce à main, qui contient seulement 2 caméras, mais dans le logiciel.

A l'origine le Professeur François Duret et le CNES (Centre National d'Etude Spatial à Toulouse) ont travaillé ensemble pour développer une même technologie, mais à des fins différentes. Le CNES cherchait à faire une cartographie 3D de la Terre, et le Professeur Duret

une cartographie 3D de la cavité buccale, et pour cela ils ont utilisé la stéréophotogrammétrie ou stéréoscopie dynamique.



Figure 1 : Caméra intra-orale CondorScan de Biotech®.

Grâce à sa prise d'image par vidéo et à sa technologie, la CondorScan permet d'obtenir des images 3D avec une précision annoncée de 30µm en couleurs réelles. Il enregistre jusqu'à 2x15 images par secondes avec une surface de numérisation de 17x17mm. La profondeur du champ pour la numérisation est de 10mm minimum et 21mm maximum.

La caméra est composée de 15 LED blanches haute luminosité et 2 LED bleues.

Elle mesure 200x25x20mm et pèse 110grammes.

L'un des avantages de ce système c'est que l'exploitation des fichiers se fait aux formats ouverts PLY et STL. Il est donc compatible avec tous les logiciels de conception ouverts ou de planification. Parmi les points positifs, il y a aussi le fait que la prise d'empreinte ne nécessite pas de poudrage préalable de la denture, et que la caméra a une étanchéité IP67 permettant une immersion totale dans le liquide désinfectant indiqué.

Une fois l'empreinte optique effectuée il faut réaliser la conception virtuelle de la prothèse, c'est à dire le design, avant de pouvoir l'usiner.

1.2 Le logiciel de CAO et l'usineuse

La prothèse a été conçue grâce à Exocad® qui est un logiciel de CAO.

Le procédé d'usinage consiste en la transformation d'un produit brut, (ici il s'agit de blocs de céramique) en un produit fabriqué (couronne en céramique) par un processus soustractif, à l'aide de machines-outils.

L'usineuse DWX 4W de chez Roland® a servi à usiner les blocs de céramique pour fabriquer les couronnes. C'est une usineuse 4 axes, pouvant opérer jusqu'à 60000 tours/minutes. Il est possible d'y positionner jusqu'à 3 blocs de matériaux différents à usiner en même temps, et elle a un système de changeur de fraises automatique sans interruption du processus d'usinage.

Dans cette expérience les blocs utilisés sont en vitrocéramique.

1.3 Les blocs de céramique

1.3.1 Rappel vitro-céramique

Par définition, une céramique est une inclusion de cristaux au sein d'un verre (matrice vitreuse). Le verre est translucide mais fragile. Plus les cristaux sont gros et nombreux, plus ils confèrent à la céramique des propriétés mécaniques intéressantes, au détriment des propriétés optiques et de la capacité de collage.

Lorsque la phase vitreuse reste prépondérante on parlera de vitro-céramique (7).

C'est dans cette catégorie que se trouvent les blocs utilisés dans cette étude : L'IPS e.max CAD d'IVOCLAR-VIVADENT® et la Suprinity de VITA-ZAHNFABRIK®.

1.3.2 Bloc IPS e.max CAD

Mise sur le marché en 2008, la vitrocéramique à base de disilicate de lithium est idéale pour la fabrication de restaurations monolithiques et de restaurations stratifiées dans les secteurs antérieurs et postérieurs. Grâce aux teintes proposées et aux excellentes propriétés optiques de ce matériau il est possible d'obtenir des résultats esthétiques très satisfaisants.

Mais son utilisation en clinique est rendue possible grâce à ses hautes propriétés mécaniques.

En effet la résistance à la flexion du bloc avant transformation est de 130-150MPa.

Après usinage la pièce en céramique doit subir une phase de cristallisation dans un four à céramique de 20-25min à 840°C. Pendant le processus de cristallisation, une croissance contrôlée des cristaux de disilicate de lithium entraîne une transformation de la microstructure. La densification du matériau d'environ 0,2% liée à ce processus est prise en compte par le logiciel lors de l'usinage du matériau.

Après cette étape la résistance à la flexion est de 360MPa.

Les céramiques à base de disilicate de lithium sont composées d'oxyde d'alumine, d'oxyde de lithium, d'oxyde de potassium d'oxyde phosphorique, de quartz et d'autres adjuvants. La structure finale de ce matériau est représentée par un volume à 70% de cristaux de disilicate de lithium ($\text{Li}_2\text{O} - 2\text{SiO}_2$).

La céramique destinée à être mise en forme par CFAO contient des bâtonnets de disilicate de lithium de 0,5 à 4 μm alors qu'une céramique employée pour la technique pressée contient des bâtonnets plus grands (de 3 à 6 μm) ce qui confère à cette dernière une résistance intrinsèque à la flexion légèrement supérieure, 400MPa. En revanche cette composition cristalline explique aussi son comportement plus abrasif pour l'émail antagoniste(7).

1.3.3 Bloc Vita Suprinity PC

C'est une céramique vitreuse à base de silicate de lithium enrichis en dioxyde de zirconium, environ 10% du poids (Suprinity Vita-Zahnfabrik®). On retrouve également dans sa composition du dioxyde de silicium, de l'oxyde de lithium et des pigments.

Ce produit est l'un des plus récents du marché actuel, puisque sa commercialisation a débuté en 2016.

Ses propriétés mécaniques et optiques lui sont conférées par les nanocharges de zircone. En effet elle possède une résistance à la flexion de 420MPa. Sa composition cristalline est plus fine que celle des céramiques à base de disilicate de lithium, les cristaux mesurent entre 0,6 et 0,8 μm , ce qui facilite l'usinage et le polissage, et diminue l'effet abrasif antagoniste (7).

Ces blocs nécessitent également une cristallisation à 840°C après usinage pour atteindre leur état final (7). Il n'y a pas de contraction lors de cette dernière étape.

Après le passage au four la prothèse est terminée, elle retourne dans le cabinet dentaire pour être essayée sur le patient. Il y a différents paramètres sur lesquels la réussite ou l'échec d'une prothèse peut être évalué. Le patient sera plus sensible aux critères esthétiques alors que le praticien prendra également en compte l'aspect fonctionnel de la prothèse, ainsi que son ajustage marginal. C'est ce dernier paramètre qui a été évalué lors de cette étude.

1.4 L'adaptation marginale

La mesure de l'adaptation marginale est le seul moyen d'identifier le défaut d'ajustage d'une prothèse, et de le quantifier. Cette mesure représente l'espace entre la dent et la prothèse au niveau du joint, le hiatus, et est exprimée en microns (μm).

1.4.1 Terminologie

Il n'existe pas de normalisation des mesures, ni de points de référence dans ce domaine. Les termes employés pour décrire le hiatus entre une dent et sa reconstitution prothétique, et la technique utilisée pour le mesurer, varient d'une étude à l'autre. Cette multiplicité est à l'origine d'une confusion dans l'analyse et la comparaison des différentes études.

En 1989 Holmes *et al.* (8) proposent une terminologie claire, ils illustrent et définissent les différents types de mesures pouvant être effectuées. Ils soutiennent l'idée que la présence d'un hiatus combinée à une extension constitue un mauvais ajustage.

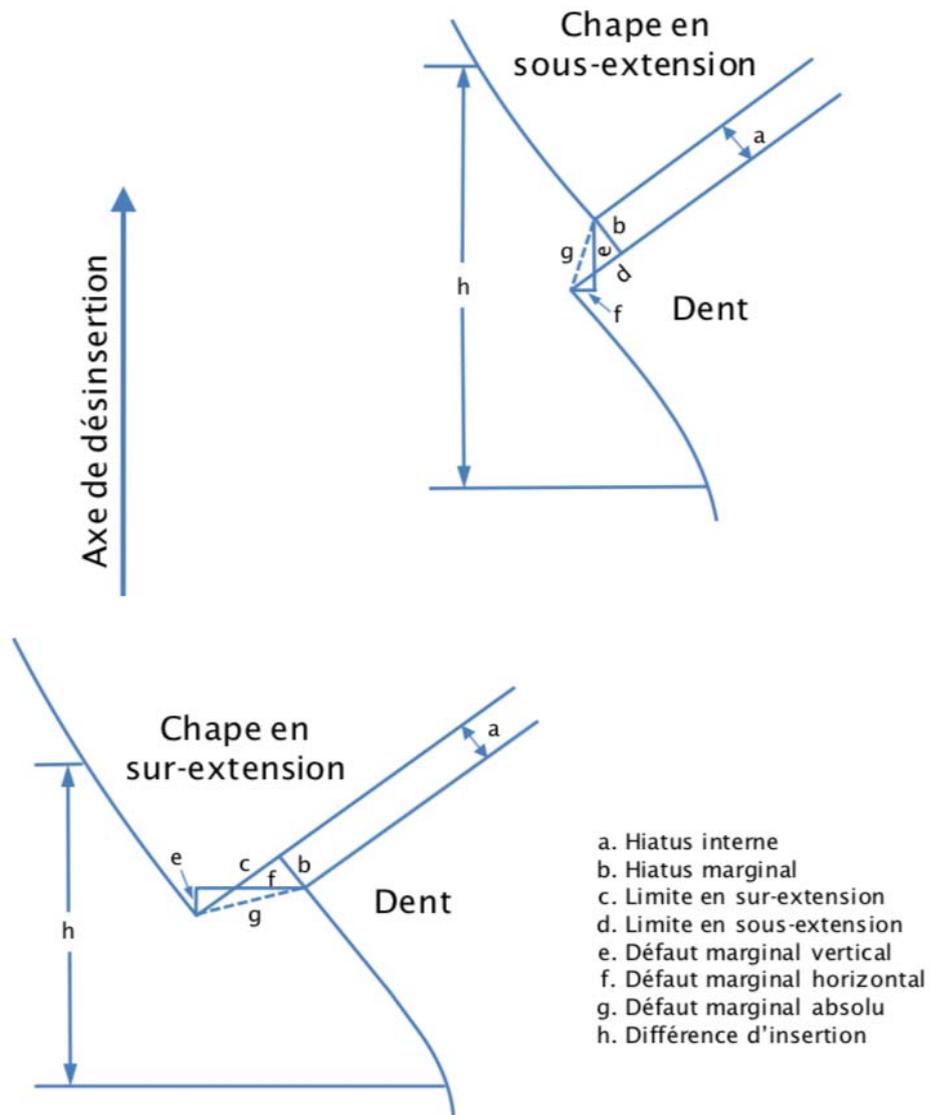


Figure 2 : Terminologie sur les défauts d'adaptation des chapes(5,8)

La différence entre sur-extension [c] et sous-extension [d] d'une part et le hiatus marginal [b] d'autre part est soulignée. Une dénomination est proposée pour se référer au hiatus dans sa totalité, il s'agit du défaut marginal absolu [g] (Fig. 2 et 3).

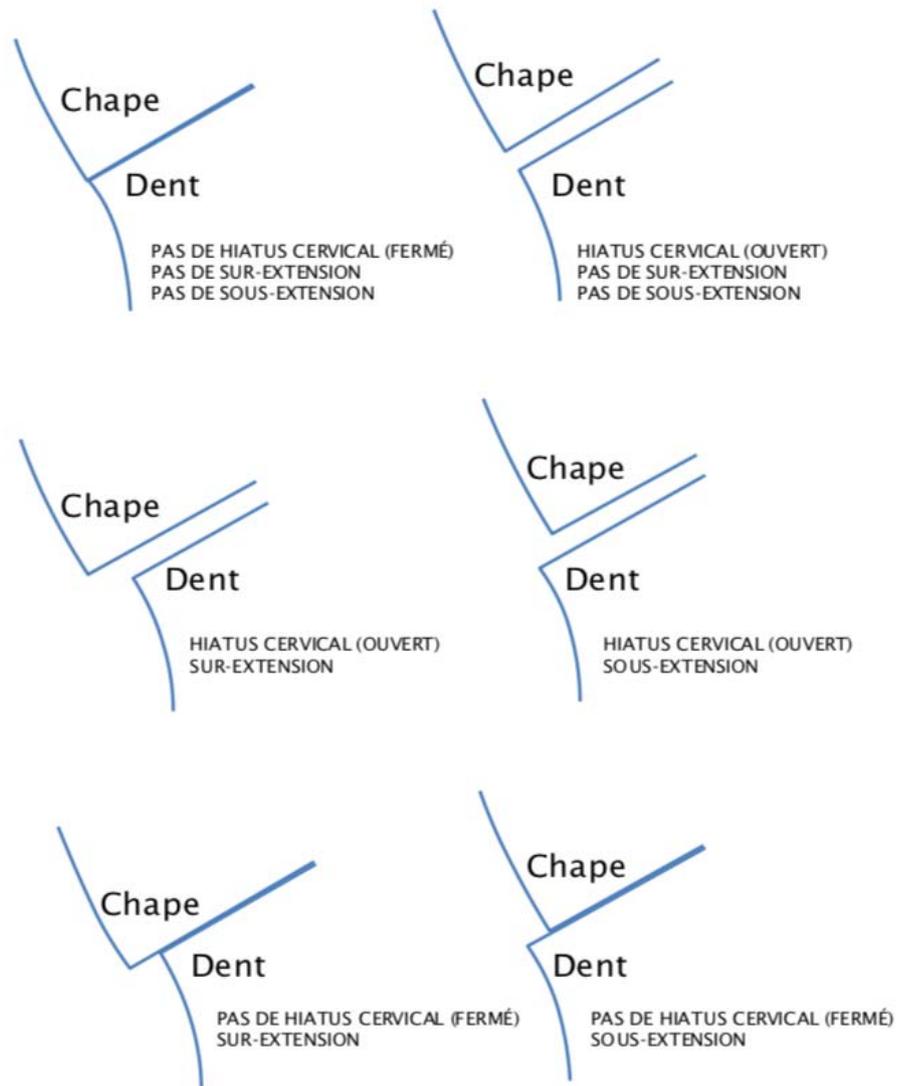


Figure 3 : Les types d'ajustage marginaux(5,8)

Voici maintenant en exemple un schéma simplifié (Fig. 4) où l'angle entre la limite de la préparation et l'axe d'insertion/désinsertion est de 90°. Cette configuration est possible s'il y a réalisation d'un épaulement à angle interne arrondi lors de la préparation.

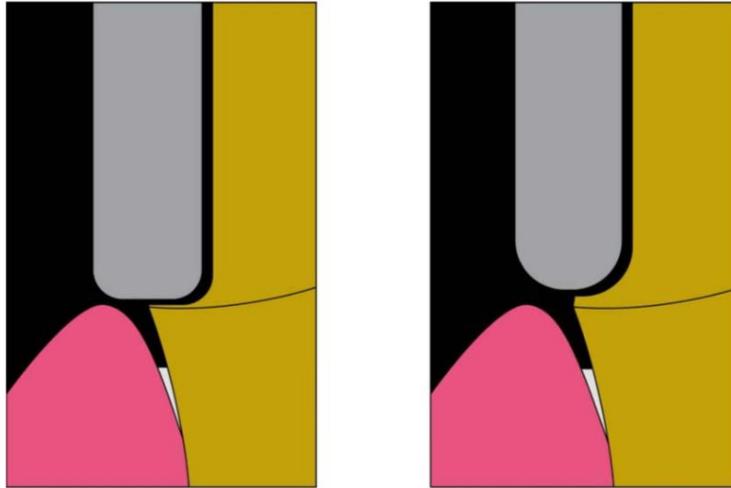


Figure 4: Gauche : épaulement à angle interne arrondi,
Droite congé rond, large(5)

Dans cette disposition le défaut marginal vertical et le hiatus marginal sont confondus, ainsi que le défaut marginal horizontal avec les sur-extensions ou sous-extensions (Fig. 5)(5)

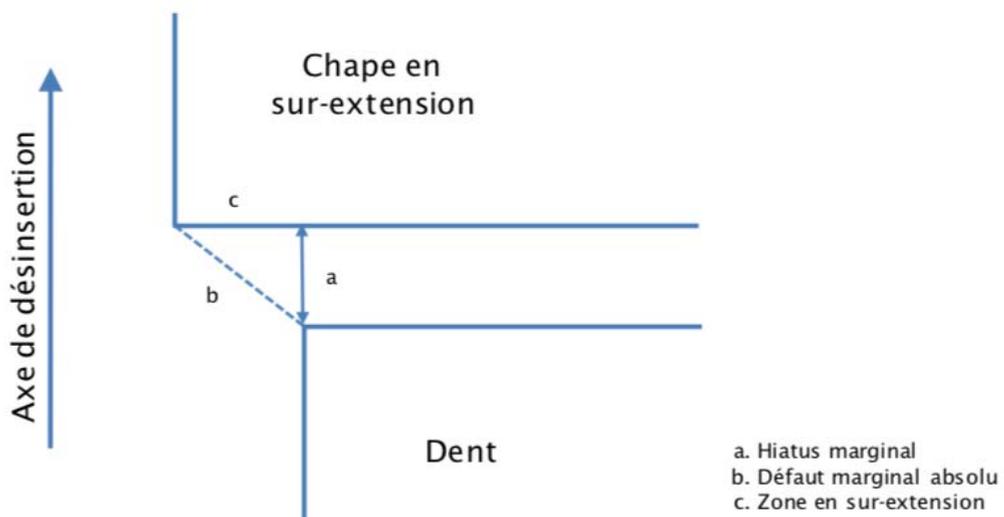


Figure 5 : Schématisation simplifiée de l'adaptation marginale(5)

Les deux principales distances à mesurer sont le hiatus cervical et le défaut marginal absolu (4,8,9).

Certains auteurs suggèrent néanmoins que le défaut marginal absolu (qui est, parmi les six référentiels proposés, celui qui mesure le défaut d'adaptation le plus important) reflète le hiatus dans sa totalité, et que toutes les autres mesures sont donc partielles (8).

1.4.2 Conséquences cliniques de l'adaptation de la couronne

1.4.2.1 Effets sur les tissus dentaires

1.4.2.1.1 Le processus carieux

Le succès à long terme des restaurations prothétiques est significativement influencé par l'adaptation marginale et interne (10–13).

Schwartz (14) et Walton (15) s'accordent à dire qu'un défaut dans l'ajustage marginal prédispose les surfaces de la dent au développement de caries. En effet, une limite en sur-extension ou sous-extension sera plus propice à l'accumulation de plaque dentaire (16–18).

Le processus carieux a été accusé dans leurs études d'être à l'origine du plus grand nombre d'échec prothétique dans le cas de reconstitution faites par couronnes, ce qui implique que la corrélation entre joint marginal défaillant et caries est importante.

1.4.2.1.2 Percolation et ciments

En 1991 Jacobs et Windeler (19) ont étudié la solubilité du ciment oxyphosphate de zinc en fonction de hiatus marginaux pour différentes tailles : 25, 50, 75 et 150µm.

L'expérimentation s'est développée en deux phases. Dans la première la solubilité était mesurée dans un environnement statique, et dans la deuxième dans un environnement dynamique. Les résultats ont montré que pour les hiatus marginaux de 25, 50 et 75µm il n'y avait pas de

différence significative de dissolution du ciment entre les différents groupes (*Fig. 6*). En revanche pour le groupe à 150µm les chercheurs ont constaté une petite, mais statistiquement significative, augmentation de la dissolution du ciment.

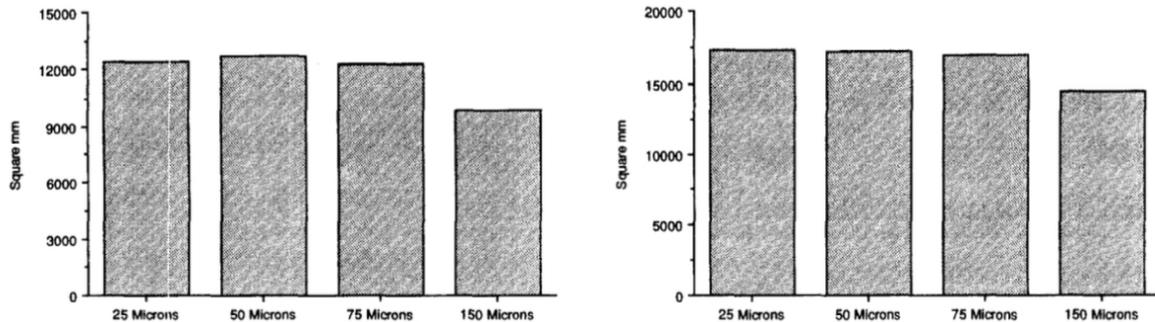


Figure 6 : Diagramme en barre de la surface moyenne de ciment restante après dissolution(11)

A gauche lors de la phase 1

A droite lors de la phase 2

De nombreuses études (20–25) ont aussi comparé la percolation de différents ciments et colles dans un même environnement, et l'oxyphosphate de zinc a les plus mauvais résultats dans chacune d'entre elles.

1.4.2.2 Effets sur le parodonte

1.4.2.2.1 Position de la limite prothétique

La limite peut être située en supra-gingival, en juxta-gingival ou encore en intra-sulculaire. L'emploi de ce terme est récent, il a remplacé celui de sous-gingival, qui désigne l'espace existant entre le rebord de la gencive libre et la crête alvéolaire. Si une marge prothétique est localisée dans cet zone, il peut y avoir lésion de l'épithélium de jonction et de l'attache conjonctive, pour cette raison on lui préfère le terme intra-sulculaire (11–16).

En 1908, Black (26) établit le concept d'extension préventive en se basant sur le postulat que le sillon gingival était nettoyé par le fluide gingival, il préconisait d'y enfouir les limites de préparations, pour qu'elles bénéficient de ce nettoyage. Cependant les études de Lindhe et Wicén en 1969 (8) ont démontré l'inexactitude de cette théorie.

Il est admis aujourd'hui que l'accumulation de plaque au niveau des restaurations définitives est à l'origine de d'une inflammation gingivale (28). C'est pour cette raison que la limite doit préférentiellement se situer en supra-gingival, afin que l'accès au nettoyage soit facilité, et elle doit impérativement être au-dessus de la jonction épithéliale. Si ce n'est pas le cas, il y a violation de l'espace biologique décrit par Gargiulo en 1961 (29).

Cet espace biologique (*Fig. 7*) est compris entre le fond du sillon gingivo-dentaire (sulcus) et le sommet de la crête osseuse. Il est constitué coronairement par l'attache épithéliale et apicalement par l'attache conjonctive.

Si lors d'une reconstitution prothétique ou d'un soin conservateur il y a effraction de cet espace, il en découlera des lésions parodontales de type gingivite, récession gingivale et résorption osseuse (17).

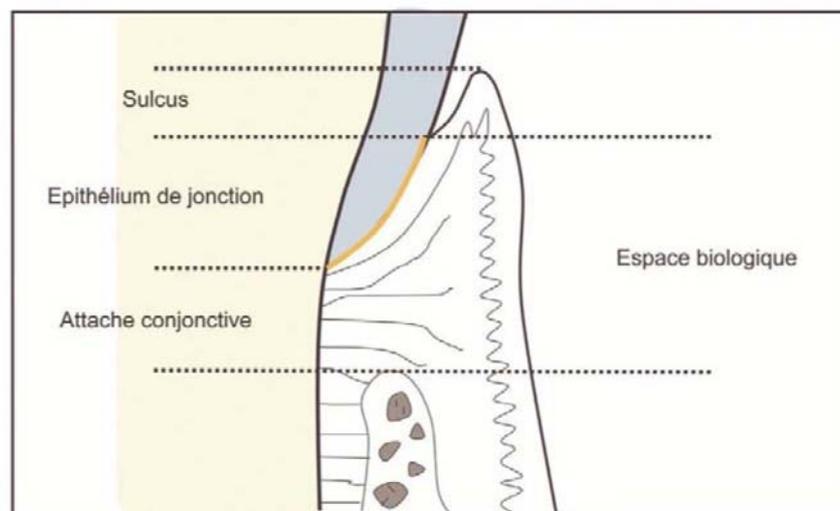


Figure 7 : Notion d'espace biologique(30)

1.4.2.2.2 Mauvaise adaptation du joint marginal

En 1983, Lang (10) propose une étude de l'écosystème du sillon gingival afin de comparer ce dernier dans les cas des marges de onlays débordants et cliniquement parfaites.

Neuf sujets avec une gencive cliniquement saine et une denture soignée ont reçu, pour la moitié des reconstitutions débordantes (de 0,5 à 1mm) et pour l'autre moitié des reconstitutions parfaitement ajustées au niveau des molaires inférieures. Après une période variant de 19 à 23 semaines les prothèses sont retirées. Puis les sujets ayant eu les reconstitutions débordantes reçoivent celles qui sont cliniquement parfaites, et inversement.

Des prélèvements microbiologiques furent effectués avant le scellement et toutes les 2-3 semaines et des cultures anaérobies ont permis de déterminer la composition de la flore microbienne prédominante.

Au niveau des prothèses cliniquement parfaites, la flore bactérienne était celle d'une gencive saine ou d'un début de gingivite.

Au niveau des restaurations débordantes, la flore microbienne sous gingivale est semblable à celle d'une parodontite chronique. On peut noter une hausse de la quantité de bactéries Gram négatifs, de Prevotella, de Porphyromonas à pigmentation noire et une augmentation du rapport entre les anaérobies stricts et facultatifs.

Lors de l'examen clinique un léger sondage a été effectué entraînant un saignement systématique du sillon gingival.

Cependant la période d'étude était trop courte pour pouvoir constater une perte d'attache.

Mais en pratique quotidienne seulement 20% des couronnes examinées présentent des bords cliniquement satisfaisants (sans sur-extention ni sous-extention), et même alors, un joint de couronne cliniquement parfaite doit être considéré comme une zone de rétention de plaque. Par conséquent il est pratiquement inévitable de voir apparaître une inflammation de la gencive dans les cas d'une marge de couronne sous-gingival (28).

Il est donc intéressant de rechercher la meilleure façon de mesurer ce joint pour déterminer si les prothèses réalisées sont cliniquement satisfaisantes ou bien si elles risquent d'entraîner des lésions.

1.5 Les méthodes de mesure

Il existe de nombreux moyens de mesure : à la sonde, radiographiquement, en vue directe avec un microscope optique ou électronique, par profilométrie, avec la technique de coupe transversale, la méthode de la réplique en silicone, par vidéographie laser, par microtomographie à rayon X (5) ou encore par la méthode du triple-scan optique (31). Les techniques les plus pertinentes et les plus fréquemment utilisées sont détaillées ci-dessous.

1.5.1 Vision externe au microscope

C'est la technique la plus fréquemment utilisée pour les mesures de l'adaptation des couronnes. La visualisation externe du joint marginal permet de sélectionner un nombre de point important tout autour de la pièce prothétique. Cependant elle pose un problème majeur qui est la difficulté de faire coïncider le plan focal du microscope avec le plan du hiatus cervical. En effet s'il y a quelques degrés d'écart l'angle d'observation ne sera plus le bon et les valeurs trouvées seront erronées.

Cette manœuvre est toutefois simplifiée par l'utilisation d'un microscope électronique par rapport à un microscope optique.

Avec cette technique il est également beaucoup plus difficile de déterminer quelle distance l'opérateur mesure réellement et c'est notamment le cas pour les sur-extensions et les sous-extensions lors de la mesure du défaut marginal absolu car on peut avoir des phénomènes de projection et une assimilation de points à d'autres (32).

Dans ce contexte précis il apparaît que seule une image en coupe permette de bien visualiser les distances à mesurer.

1.5.2 La coupe transversale

Les couronnes sont scellées ou collées à leur pilier, puis le tout est incorporé dans de la résine puis sectionné. Le plus souvent il y a une coupe vestibulo-linguale et une coupe mésio-distale. Le joint prothétique est ensuite observé au microscope optique ou électronique. C'est une technique hautement destructrice, car il faut couper la couronne et son die en chaque point à analyser pour pouvoir réaliser la mesure. Dans ces conditions il est impossible d'obtenir plus de 2 à 4 mesures par pièce prothétique, les points de mesures sont donc limités, et on ne peut pas avoir une image globale de l'adaptation prothétique.

Une autre contrainte à cette procédure est qu'il faut avoir un die par couronne,

De plus cette méthode peut entraîner des distorsions qui impacteront les résultats (4,33).

1.5.3 La technique de la réplique en silicone

Elle permet de réaliser une réplique de l'espace entre la dent et la couronne avec du silicone light. Lorsque celui-ci a fini sa polymérisation la couronne est retirée de son die et le silicone reste dans l'intrados. Ce dernier est rempli de silicone heavy afin de soutenir le film de silicone light. Après la réaction de prise les 2 silicones forment une structure unique. Celle-ci est alors sectionnée perpendiculairement à sa surface avec un scalpel en plusieurs parties.

C'est la seule technique utilisable *in vivo*, et elle est non destructrice, mais on ne peut avoir que 2 à 8 points de mesure par réplique, ce qui est peu.

Elle pourrait aussi permettre une simulation du ciment de scellement lors des mesures, Laurent *et al.* (34) ont affirmé que le light mimait bien le ciment à l'oxyphosphate de zinc. Cependant ces conclusions ne peuvent peut-être pas s'appliquer lors de l'utilisation d'autres ciments ou colles, de plus les silicones light n'ont pas tous les mêmes propriétés selon les marques (34).

La procédure comporte également quelques difficultés techniques, en effet il est possible que le silicone light se décolle de la couronne lors du retrait de la dent pilier, il faudra alors recommencer. Et il faut que la coupe soit perpendiculaire à la tangente passant par le point à mesurer, sinon la valeur du joint marginal peut être surévaluée (34,35).

1.5.4 La microtomographie à rayon X

La microtomographie à rayon X est une technique de tomographie non-destructrice permettant de retranscrire une image en trois dimensions d'un objet. Les images 3D de la structure interne sont obtenues en réalisant une série de radiographies 2D prises sous différents angles de vue. Les niveaux de gris de chaque projection radiographique sont reliés au coefficient d'absorption et à l'épaisseur de l'objet. Un algorithme de reconstruction permet de recalculer, à partir de l'ensemble des projections 2D, le coefficient d'absorption de l'objet en chaque point de son volume. On obtient ainsi une représentation quantitative des variations de densité et composition atomique au sein de l'objet microscanné.

Dans cette étude la microtomographie à rayon X a été le moyen de mesure du joint marginal. Mais elle a d'autres applications en dentaire, comme la mesure de l'épaisseur d'émail, l'aide à la visualisation de l'anatomie canalaire, à l'évaluation de la préparation canalaire et toujours en endodontie, elle peut servir à comparer l'efficacité de différents systèmes de retraitement endodontiques (36–38). En chirurgie orale son indication sera orientée vers des comparaisons de densité osseuses, pour l'intégration des implants, ou pour comparer des matériaux de reconstitution osseuse guidée (39–41)

1.5.5 La méthode du triple-scan optique

C'est une méthode récente qui consiste en une mesure indirecte de l'adaptation (contrairement à la microtomographie à rayon X qui est une méthode directe) grâce à une technologie de scanner optique.

La méthode du triple scan nécessite de scanner les prothèses seules (extrados et intrados), la dent préparée seule, puis l'ensemble des deux. Les mesures 3D de l'adaptation sont effectuées sur un repositionnement virtuel de la prothèse sur la dent pilier sous leur forme digitale grâce à un logiciel spécialisé (31,42).

Un grand nombre de mesure est possible grâce à cette méthode non destructive.

Deux techniques de mesure se distinguent : la microtomographie à rayon x et le triple scan. Ce sont les méthodes les mieux adaptées pour effectuer un grand nombre de mesures tout en gardant l'intégrité du matériel mesuré.

1.6 Objectif et hypothèse

Le but de cette étude est d'évaluer par microtomographie à rayon X l'ajustage marginal de couronnes céramo-céramiques en disilicate de lithium ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$) et silicate de lithium renforcée en dioxyde de zirconium usinées avec la fraiseuse Roland® DWX-4W et issues d'une empreinte réalisée avec le scanner intra-oral CondorScan.

L'hypothèse H_0 est qu'il n'y a pas de différence significative entre l'ajustage des couronnes faites à partir de blocs IPS e.max CAD et celles faites à partir de Suprinity.

2 Matériel et méthode

2.1 Fabrication d'un maître modèle

Une préparation pour couronne périphérique céramo-céramique a été réalisée sur une incisive centrale (11) en résine acrylique (modèle Frasco®) avec pour caractéristiques : une réduction incisale de 2 mm, une convergence occlusale totale de 12°, un épaulement à angle interne arrondi de 1.5 mm en vestibulaire et 1.2 mm en palatin. L'incisive préparée a été dupliquée en utilisant un scanner inEos X5 (Sirona®), puis une copie a été usinée à partir d'un bloc de disilicate de lithium et cristallisée par un passage au four (Fig. 8).

La prise d'empreinte à l'aide du scanner intra-oral CondorScan est effectuée sur ce maître modèle, de même que l'évaluation par microtomographie à rayon X de l'ajustage marginal des couronnes fabriquées.



Figure 8 : Photographie du maître modèle de face et de profil.

2.2 Fabrication des couronnes

10 empreintes optiques du maître modèle en disilicate de lithium ont été réalisées avec la CondorScan (version du software dental CAD 2.2). Avec cette caméra, l'application de poudre n'est pas nécessaire avant de faire les empreintes. Cependant le disilicate de lithium laisse passer plus de lumière qu'une dent naturelle. Cette propriété peut fausser la prise d'empreinte optique, c'est pourquoi de l'opacifiant (skincric® R-764/S1) a été appliqué sur le maître modèle avant la réalisation de cette étape.

Les images obtenues ont ensuite été traitées par le logiciel Exocad® (version 2.2 Valletta) (*Fig.9*) avec lequel le design des couronnes est réalisé (*Fig.10*). Un espace virtuel pour le ciment a été programmé, de 25µm, qui commence à 1.5mm du rebord marginal (*Fig.11*)

Puis les informations sont transmises à l'usineuse (Roland® DWX-4W, version du logiciel WorkNC 2017R1) (*Fig.12*).

Deux types de blocs ont été usinés pour réaliser les couronnes et il existe donc deux groupes de couronnes : Le premier, EMA contient 5 couronnes en disilicate de lithium (IPS e.max CAD ; Ivoclar Vivadent AG®) (*Fig. 13, 14*), le second, SUP, les couronnes en céramique vitreuse dopée au dioxyde de zirconium (Vita Suprinity PC ; Vita-Zahnfabrik®) (*Fig. 15 et 16*) (n=5 par groupe).

Pour finir les pièces prothétiques subissent un cycle de cristallisation conformément aux recommandations du fabricant. Une fois cette étape terminée, les couronnes sont prêtes pour être essayées sur le maître modèle (*Fig. 17*).

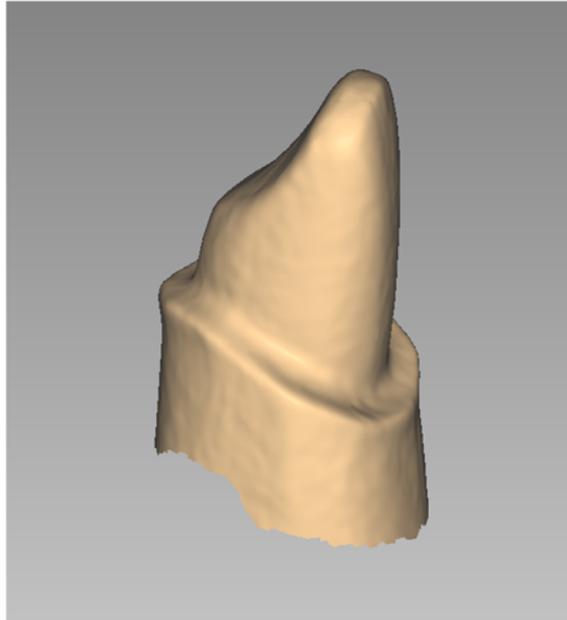


Figure 9 : Image 3D de l'empreinte du maître modèle sur Exocad

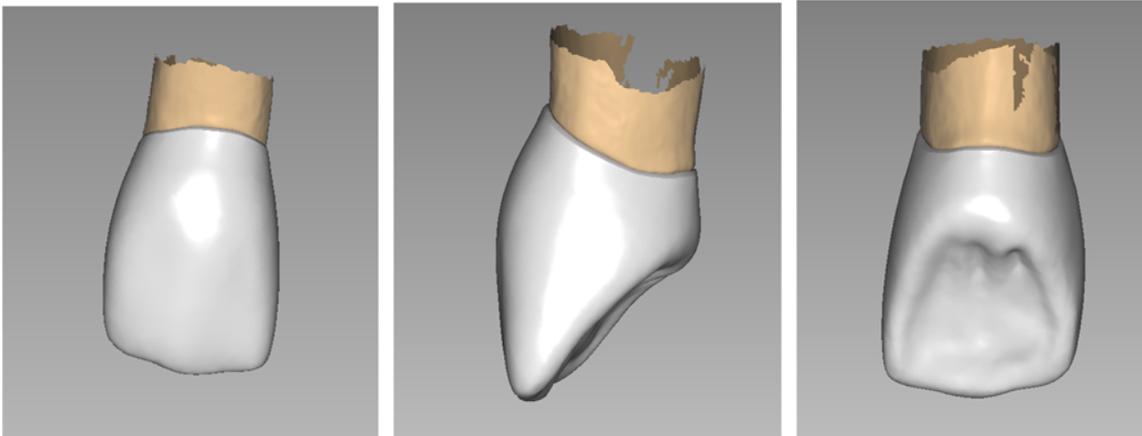


Figure 10 : Images de la modélisation des couronnes sur Exocad, en vue vestibulaire, mésiale et palatine.

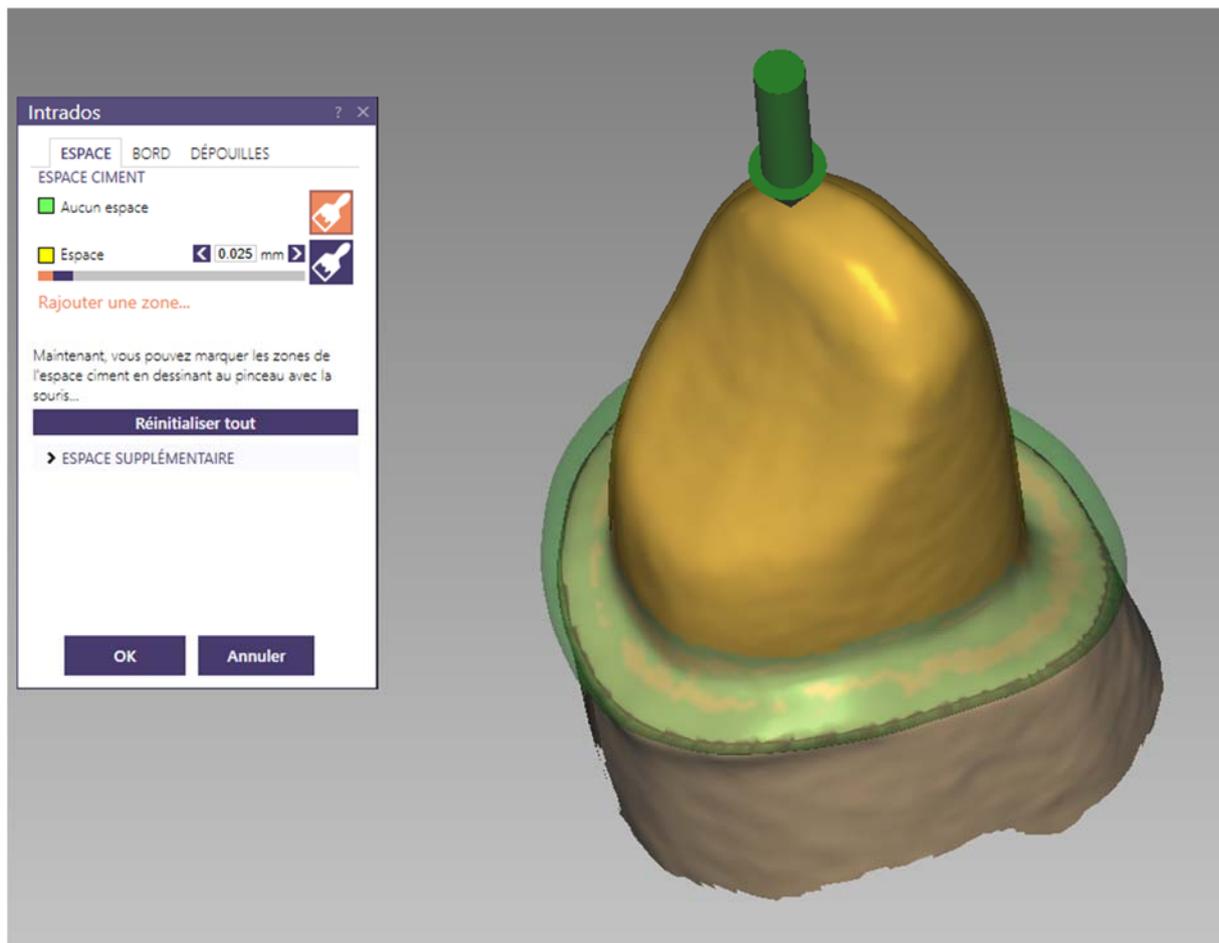


Figure 11 : Paramétrage de l'épaisseur virtuelle de ciment sur Exocad,

En jaune : zone d'espacement à 25µm,

En vert zone sans espacement



Figure 12 : Photo de l'usineuse Roland® DWX-4W.



Figure 13 : Photographie des couronnes du groupe EMA en vue de face.



Figure 14 : Photographie des couronnes du groupe EMA, vision de l'intrados.



Figure 15 : Photographie des couronnes du groupe SUP en vue de face.



Figure 16 : Photographie des couronnes du groupe SUP, vision de l'intrados.



Figure 17 : Photographie de l'échantillon 3 de face du groupe EMA sur le maître modèle.

2.3 Acquisition des images 3D par microtomographie à rayon X

Les acquisitions 3D ont été réalisées grâce au micro-scanner General Electrics V/Tome/x s (Fig. 18), avec l'aide du Docteur Ronan Ledevin, ingénieur en microtomographie.

Cet appareil se trouve dans les locaux de PLACAMAT à Pessac.

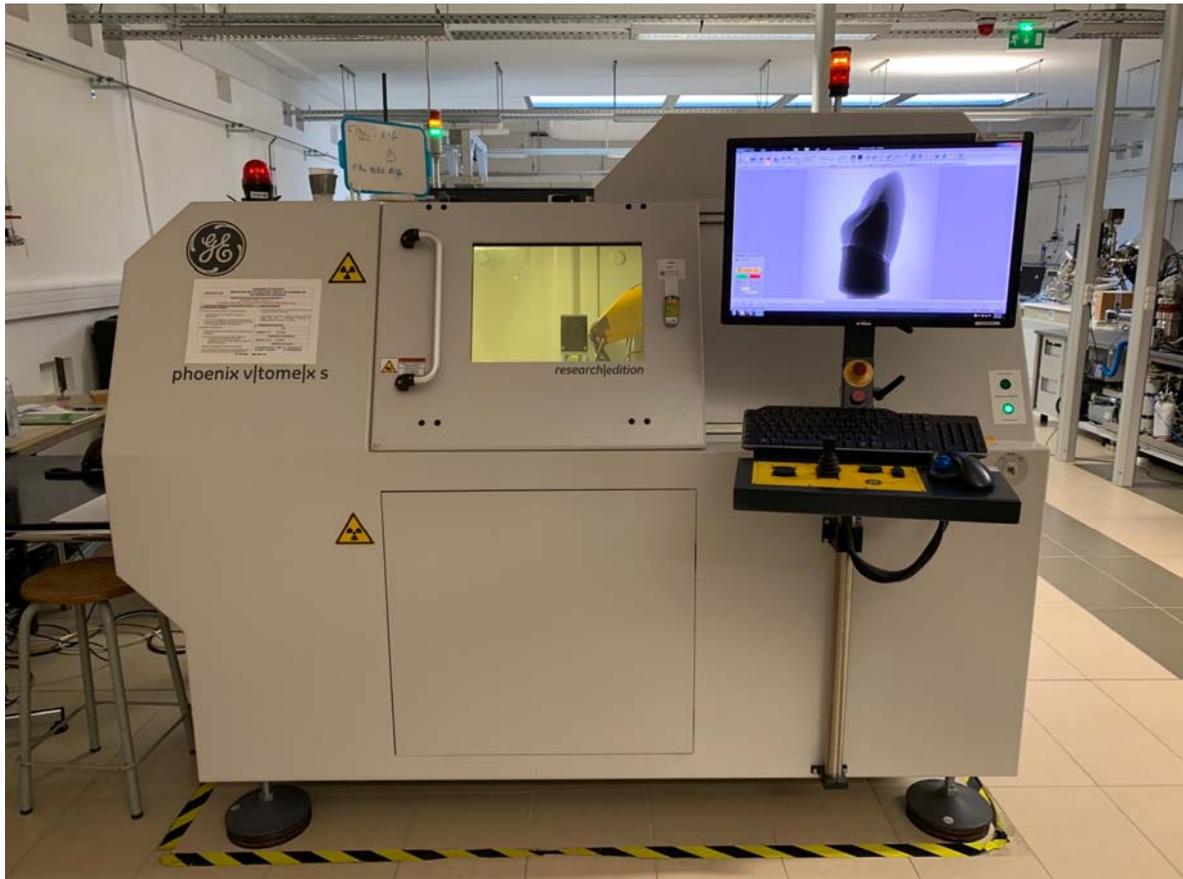


Figure 18 : Photographie du micro-scanner General Electrics V/Tome/x s

L'acquisition se fait grâce à deux tubes : le tube directionnel dont la résolution est de $10\mu\text{m}$ et de tube à transmission dont la résolution est de $2\mu\text{m}$. Les images obtenues ont une résolution d'approximativement $8\mu\text{m}$. Une feuille de 0.1mm de cuivre est placée devant les tubes pour filtrer les émissions d'ondes parasites.

La précision de rotation est de $0,14^\circ$ ce qui a permis d'obtenir 2550 coupes par échantillon pour une rotation à 360° .

Le temps d'acquisition était d'environ 90 minutes par échantillon et elle a été réalisée à 150kVp , $200\mu\text{A}$.

Les 10 couronnes ont successivement été placées et stabilisées sur le maître modèle grâce à du silicone (GC Fit Checker Advanced Blue; GC Dental Industrial Corp®) puis placées au niveau du tube de scannage (Fig. 19,20 et 21). Aucun ajustement interne n'a été effectué. Le maître modèle est précisément positionné et l'acquisition est réalisée.

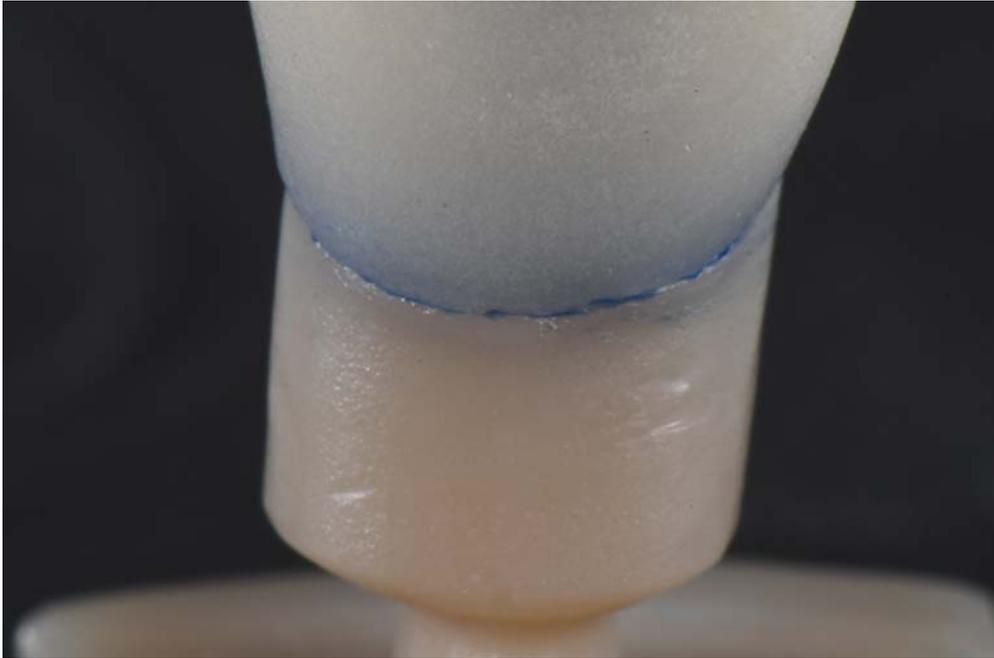


Figure 19 : Photographie de l'échantillon 3 du groupe EMA stabilisé sur le maître modèle avec du Fit Checker Blue Advanced.



Figure 20 : Photographie d'un échantillon 3 sur le maître modèle prêt pour l'acquisition par m-CT.

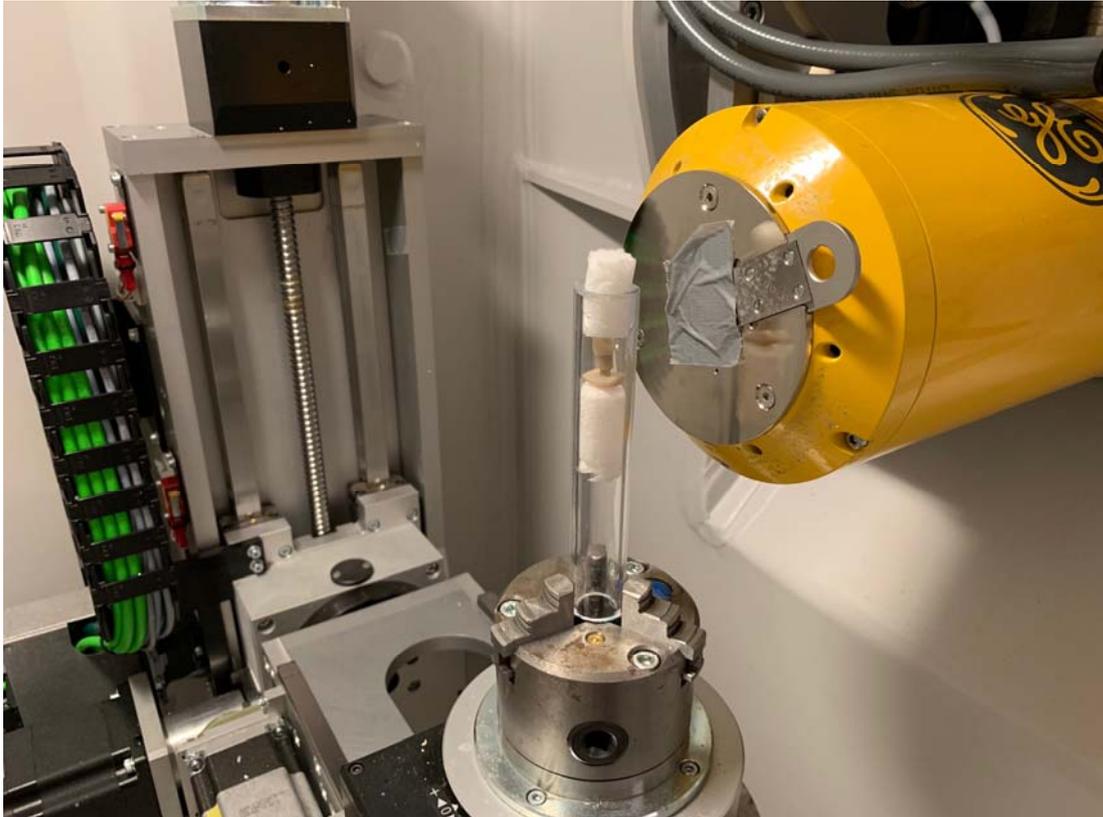


Figure 21 : Photographie de l'échantillon dans le microtomographe.

Après reconstruction numérique des images grâce au logiciel Datos, les coupes obtenues sont analysées avec ImajeJ et le hiatus marginal et le défaut marginal absolu sont évalués (Fig. 22 et 23).

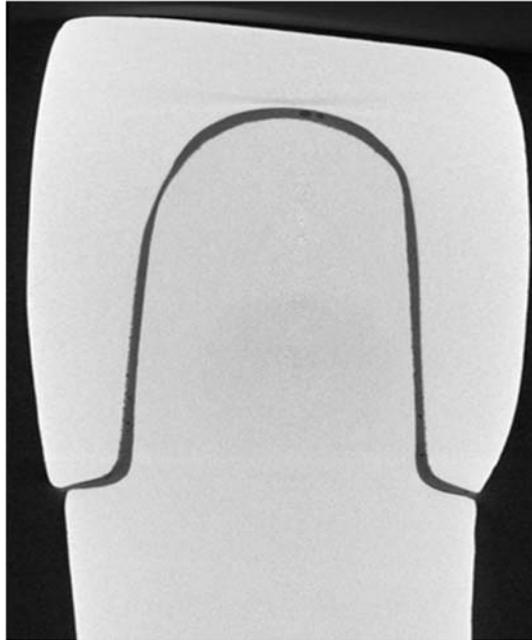


Figure 22 : Reconstitution des images 3D d'une couronne sur le pilier prothétique en coupe sagittale

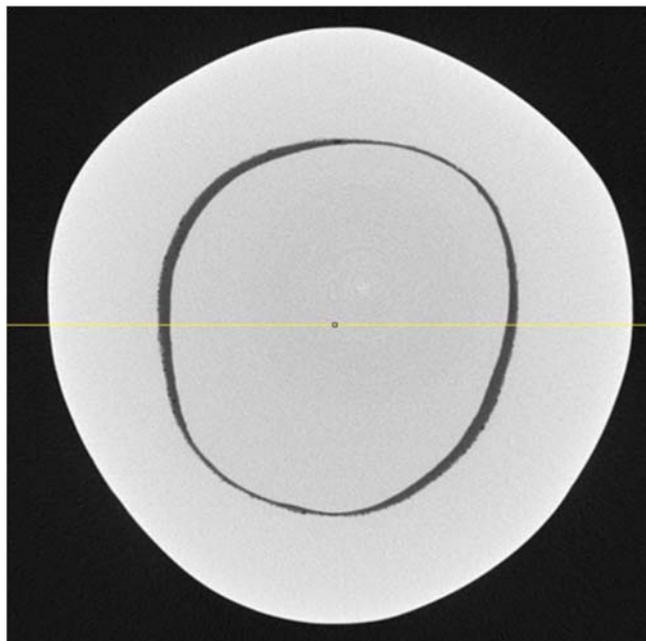


Figure 23 : Reconstitution des images 3D d'une couronne sur le pilier prothétique en coupe horizontale

2.4 Mesure du joint marginal

Les mesures sur le joint marginal ont été réalisées par le Docteur Ledevin après établissement d'un protocole strict.

Les points ont été sélectionnés tous les 18° sur le pourtour de la préparation, de sorte à avoir une étude sur 360° (Fig. 24). Un point spécifique du maître-modèle a servi de repère, ainsi les mesures ont toujours été faites au même endroit pour les différents échantillons.

Il en résulte 20 points pour chacune des 10 couronnes pour lesquels le hiatus marginal et le défaut marginal absolu ont été mesurés d'après la technique décrite par Holmes et al (8) (Fig. 25).

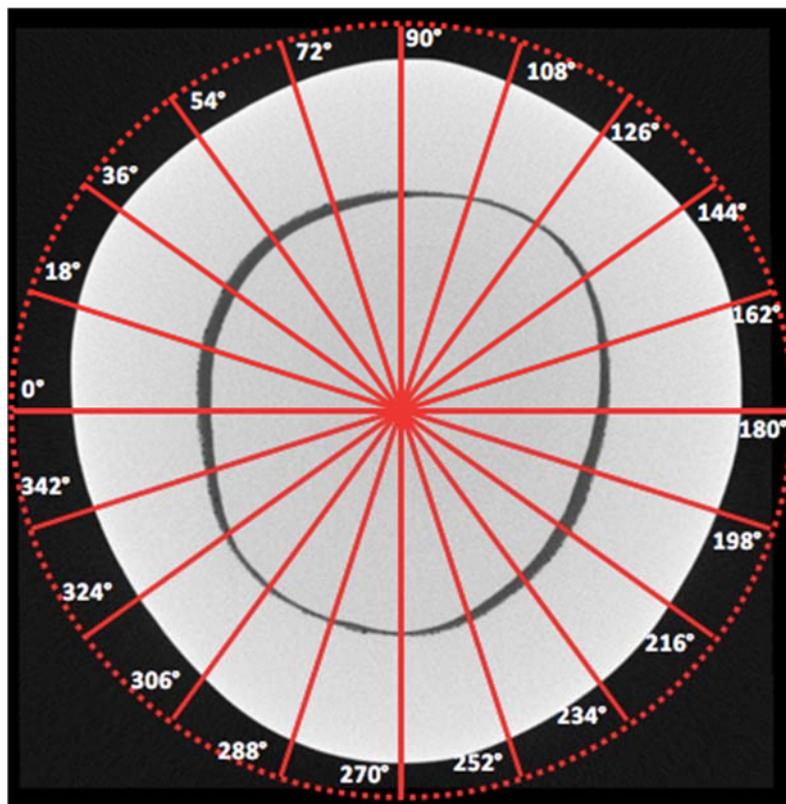


Figure 24 : Coupe horizontale de la couronne et du pilier avec la répartition des points de mesure sur 360°

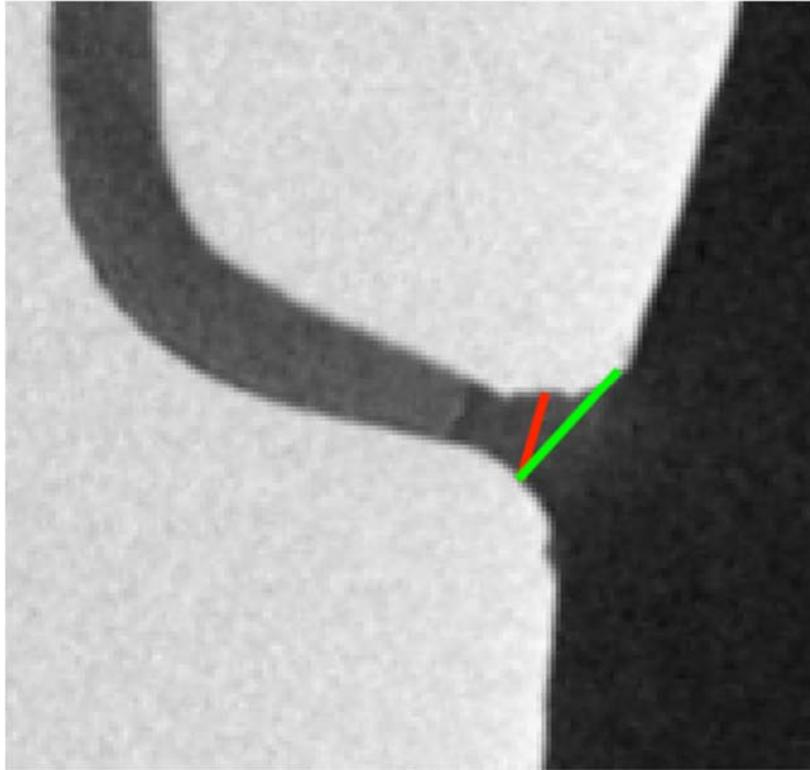


Figure 25 : Hiatus marginal mesuré en rouge, défaut marginal absolu mesuré en vert.

2.5 Analyse statistique

Dans un premier temps les résultats ont été étudiés afin de déterminer s'ils suivent une courbe Gaussienne ou non. En fonction de ce paramètre le test approprié a été sélectionné et appliqué afin de réaliser l'analyse statistique.

Ensuite les moyennes ont été calculées ainsi que l'écart type, l'erreur type et l'intervalle de confiance à 95% et -95%.

L'écart type sert à juger l'homogénéité des résultats, plus l'écart type est petit, plus les données sont homogènes, et plus il est grand, moins elles le sont. L'erreur type ou erreur standard est une estimation de l'écart type liée à l'erreur de la mesure. Et l'intervalle de confiance à $\pm 95\%$ donne un intervalle de valeurs dans lequel il y a 95% de chance que les vraies valeurs soient comprises.

3 Résultats

L'analyse statistique des résultats a montré que la répartition des mesures du hiatus marginal ne suivait pas une courbe Gaussienne (Shapiro test : $P < 0,001$) contrairement aux résultats concernant le défaut marginal absolu (Shapiro test : $P = 0,418$).

Un test paramétrique (Anova) aurait pu être utilisé pour l'analyse des données du défaut marginal absolu, mais pas pour celles du hiatus marginal, donc par soucis de cohérence un test de Mann-Whitney est appliqué aux deux séries de résultats obtenues : le hiatus marginal et le défaut marginal absolu.

Les résultats du test de Mann-Whitney révèlent une différence significative entre les résultats des ajustages marginaux des deux types de couronnes ($p < 0.05$).

En effet $p = 0,0049$ pour la mesure du hiatus marginal et $p = 0.0029$ pour le défaut marginal absolu.

Les valeurs numériques sont présentées dans les *Tableaux 1 et 2* ainsi que les valeurs de l'écart type, d'erreur type et l'intervalle de confiance à 95%.

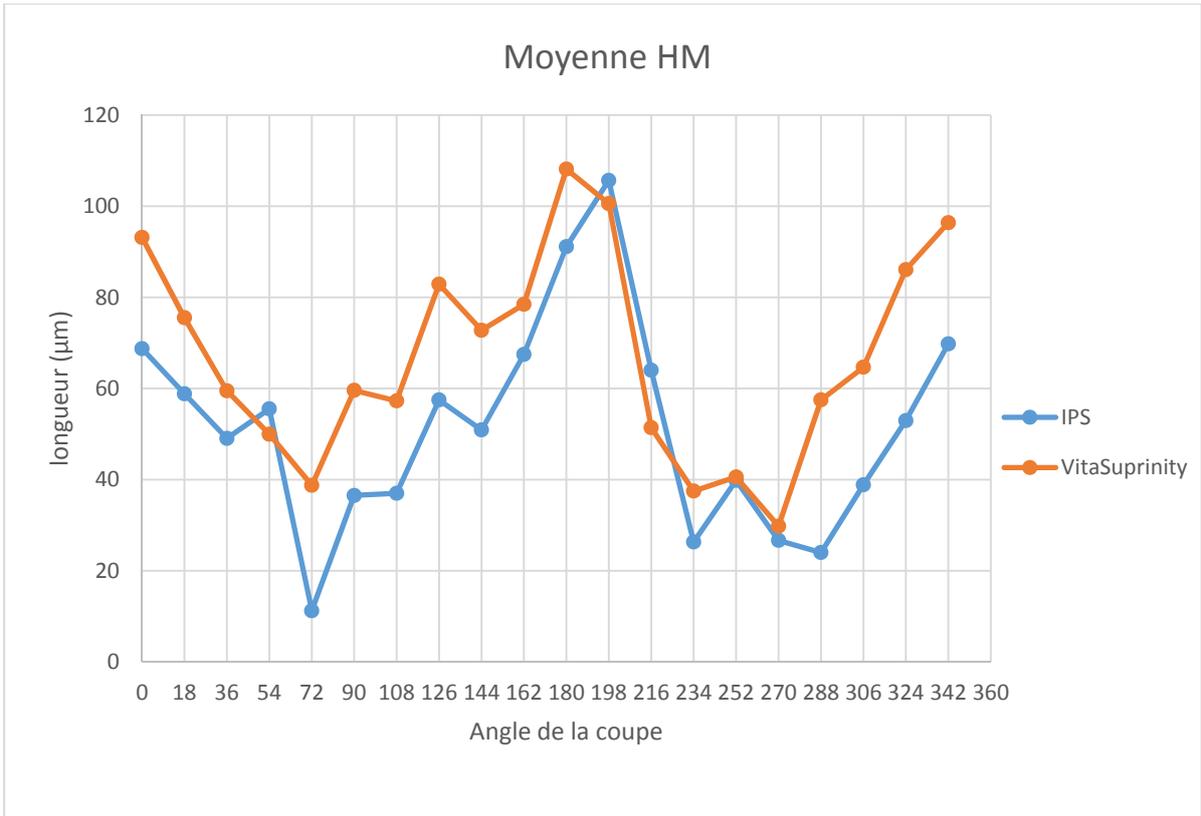
Que ce soit pour le hiatus marginal, avec une valeur moyenne de $51.59 \pm 30.04 \mu\text{m}$, ou pour le défaut marginal absolu avec une moyenne de $118.18 \pm 46.75 \mu\text{m}$, les couronnes en IPS e.max CAD sont mieux adaptées que celles en Supriniy (hiatus marginal moyen de $67.01 \pm 38.42 \mu\text{m}$ et défaut marginal absolu moyen de $138.85 \pm 47.31 \mu\text{m}$).

Les valeurs minimales des groupes EMA et SUP pour le hiatus marginal sont de $11.22 \mu\text{m}$ et $29.78 \mu\text{m}$ respectivement. Concernant le défaut marginal absolu elles sont de $49.56 \mu\text{m}$ et $93.81 \mu\text{m}$.

Les valeurs maximales pour le hiatus marginal sont de $105.67 \mu\text{m}$ et $108.15 \mu\text{m}$, et pour le défaut marginal absolu $179.17 \mu\text{m}$ et $182.82 \mu\text{m}$ (toujours pour EMA et SUP respectivement).

L'ajustage des couronnes du groupe EMA est meilleur que celui des couronnes du groupe SUP comme le montre les *Graphiques 1 et 2*.

Sur les 20 points de mesures, à 17 reprises la valeur des couronnes IPS e.max est plus faible pour l'ajustage marginal, et à 15 reprises pour le défaut marginal absolu.



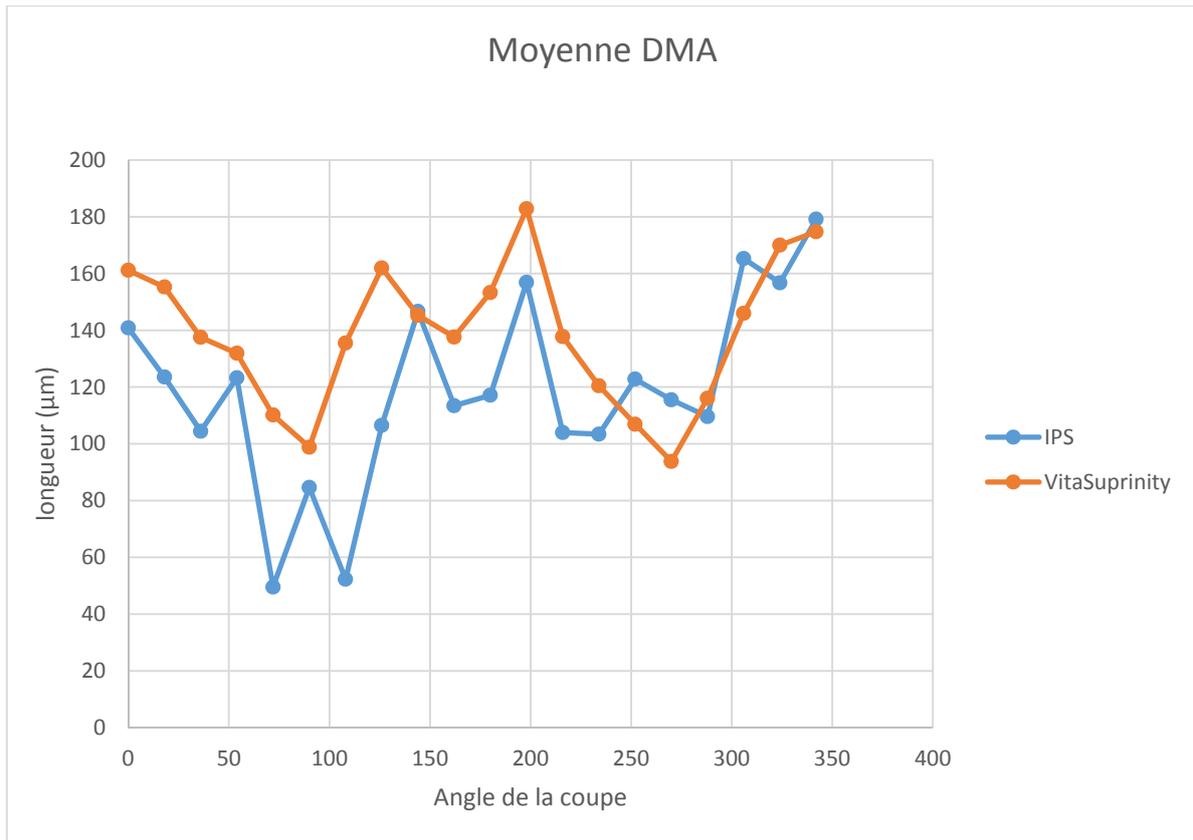
Graphique 1 : Comparaison des moyennes du hiatus marginal (HM) en chaque point de mesure en fonction du type de couronne

En orange VITA Suprinity

En bleu IPS e.max CAD

	N	Moyenne	Ecart Type	Erreur Type	Intervalle Conf.	-95%	95%
IPS	100	51.5882	30.04322	3.00432	5.888362	45.69984	57.47657
VitaSuprinity	100	67.01233	38.42406	3.84241	7.530977	59.48135	74.5433

Tableau 1 : Moyenne, écart type, erreur type et intervalles de confiance du hiatus marginal en µm



Graphique 2 : Comparaison des moyennes du défaut marginal absolu (DMA) en chaque point de mesure en fonction du type de couronne

En orange VITA Suprinity

En bleu IPS e.max CAD

	N	Moyenne	Ecart	Erreur	Intervalle		
			Type	Type	Conf.	-95%	95%
IPS	100	118.77768	46.74581	4.67458	9.16201	109.61567	127.93969
VitaSuprinity	100	138.84968	47.313	4.7313	9.273177	129.5765	148.12286

Tableau 2 : Moyenne, écart type, erreur type et intervalles de confiance du défaut marginal absolu en µm

4 Discussion

4.1 Rejet ou validation de l'hypothèse H0

D'après les résultats il existe donc une différence statistiquement significative entre l'ajustage des couronnes des groupes EMA et SUP.

L'hypothèse nulle H0 affirmant que l'ajustage des deux types de couronnes n'est pas significativement différent a donc été rejetée.

L'étude d'Elsaka et Enaghy (43), publiée en 2016, peut apporter une explication à ces résultats. En effet les auteurs ont comparé les caractéristiques mécaniques des matériaux IPS e.max CAD et Vita Suprinity. Ce dernier est supérieur à tous les niveaux (meilleure résistance à la fracture, à la flexion, plus dure...) sauf un, la fragilité (« brittleness index »).

Ce paramètre a été définie par Boccaccini (44) comme un indicateur de l'usinage des vitrocéramiques. Plus le matériau est fragile, moins bon sera son usinage (« lower machinability »).

Il est calculé comme un ratio entre la dureté et la tenacité.

Vita Suprinity est plus fragile et donc plus cassant qu'IPS e.max CAD, et les auteurs expliquent que la conséquence directe de cette propriété est une diminution de la qualité de l'usinage. En effet la présence de dioxyde de zirconium dans la microstructure semble augmenter la dureté du matériau, le rendant plus enclin au chipping lors de l'usinage.

Les conclusions de leur étude sont en adéquation avec les résultats de cette expérience.

Il est toutefois important de rappeler que beaucoup de facteurs influencent la réalisation de couronnes par CFAO, et les mesures de l'ajustage marginal. Chaque étape compte : la caméra qui sert à la prise d'empreinte, le logiciel utilisé pour le design de la couronne, la taille des fraises qui servent à l'usinage, le type d'usineuse et sa précision, le collage ou non des prothèses et la technique de mesure du hiatus (45,46).

4.2 La microtomographie à rayon X

Il y a quelques précautions à prendre avant de réaliser les acquisitions par microtomographie à rayon x. En effet, en considérant que les images résultent de radiation, il peut y avoir des artefacts dus à la réfraction. Plus les matériaux scannés auront des coefficients de réfraction différents, plus il sera difficile de voir clairement les lignes entre des matériaux en utilisant les rayons X. Cela doit être pris en compte avant de choisir le matériau constituant le die et d'effectuer l'acquisition des images au micro-XCT.

Il est est d'autre part impossible de voir les lignes séparant deux matériaux ayant le même coefficient d'absorption quand ils sont en contact. Cette situation pourrait être retrouvée dans le cas d'un ajustage parfait. Cette situation exceptionnelle n'a pas été retrouvée dans cette étude. Des essais ont donc été réalisés avec différents matériaux avant d'opter pour un maître modèle en disilicate de lithium et des couronnes en disilicate de lithium (IPS e.max CAD) et silicate de lithium enrichi en dioxyde de zirconium (Suprinity). En effet les images obtenues étaient satisfaisantes, elles ne comportent que peu d'artefacts, ce qui n'entravait pas leur lecture et la réalisation des mesures.

Il est intéressant de recenser dans la littérature les différentes méthodes de mise en œuvre concernant l'acquisition des données par microtomographie ainsi que les résultats obtenus afin de pour pouvoir les comparer.

Le *Tableau Annexe 1* recense ainsi tous les articles disponibles ayant utilisés la microtomographie à rayon X pour mesurer l'adaptation marginale de couronnes tout céramique, sur pilier non implantaire.

Les critères les plus pertinents y sont détaillés : le microtomographe utilisé, sa résolution, le nombre de point de mesure par échantillon, la répartition de ces points, la stabilisation ou non des couronnes ou chapes lors de l'acquisition, le système étudié, le hiatus marginal, le défaut marginal absolu et la taille de l'échantillon.

Le micro-scanner General Electrics V/Tome/x s qui a été utilisé dans cette expérience a une précision de 8 μ m, ce qui est plus performant que la plupart des microtomographes utilisés dans des études similaires. On constate que celui ayant la moins bonne résolution avec 20 μ m est celui utilisé par Mostapha *et al.* (47) (cf Annexe 1).

Cependant il est important de souligner que la précision de cet outil est inférieure à celle d'un microscope optique ou électronique. Par exemple Shamseddine *et al.* (48) déclarent avoir une précision de $0.01\mu\text{m}$ avec un microscope électronique à balayage doté d'un grossissement x80.

Dans les études ayant utilisé la microtomographie à rayon x, le nombre de points de mesure varie entre 52 (45) et 4 (46,49–52). Quatre est un nombre de points de mesure insuffisant pour être représentatif de l'ajustage marginal dans sa globalité.

Dans certaines expériences les couronnes sont scellées ou collées, dans d'autres elles sont stabilisées à l'aide de Fit Checker, et parfois elles sont juste posées sur leur pilier pendant l'acquisition de microtomographie à rayon X.

Il est intéressant de signaler que les deux études qui ont scellé ou collé leurs couronnes (celles de Kim *et al.* (53) et de Peroz *et al.* (54)) ont des résultats supérieurs à $120\mu\text{m}$ pour la majorité de leurs moyennes de hiatus marginaux. Ce qui est rarement le cas dans les autres études (Annexe 1).

4.3 Nombre de point de mesure

Il n'y a pas de consensus dans la littérature concernant le nombre de points de mesure nécessaires à l'évaluation de l'adaptation marginale des prothèses.

Cependant Groten *et al.* (32) ont suggéré de prendre 50 points pour que la variance numérique soit comprise entre plus ou moins $5\mu\text{m}$, alors qu'avec moins de mesures il y aurait une plus grande variance et les résultats ne seraient pas crédibles.

En 2004, Gassino *et al.* (55) ont affirmé dans leur étude que pour les piliers taillés en laboratoire, seulement 18 points de mesure, équidistants les uns des autres, seraient suffisant pour que les résultats ne varient pas numériquement de plus ou moins $5\mu\text{m}$ par rapport à la moyenne réelle, et obtenir une erreur standard inférieure ou égale à $4\mu\text{m}$. Ce nombre augmente à 90 pour les empreintes réalisées en intra-oral pour des couronnes devant être scellées en bouche.

20 points de mesures ont donc été considérés suffisants pour évaluer le hiatus marginal des couronnes céramo-céramiques fabriquées *in vitro* (4,47,56).

4.4 Répartition des points de mesure

Dans cette étude, une répartition des points de mesure à 360°, comparable à celle de Pelekanos *et al.* (4) (*Fig. 26*) et Kim *et al.* (53) a été préférée à une répartition sur les faces vestibulo-linguales et mésio-distales (*Fig. 27*).

Pourtant dans la littérature cette deuxième option a été adoptée par de nombreux auteurs (45–47,49–51,57,58), répertoriés dans le *Tableau Annexe 1*, qui comparent par la suite les différences de hiatus en fonction de la localisation de la mesure.

Cette technique comporte cependant de nombreux désavantages, le premier étant qu'elle ne mesure l'adaptation marginale que dans certaines zones et en laisse une grande partie dans l'ombre.

Le deuxième concerne la distance à mesurer, il convient d'effectuer une mesure perpendiculaire à la tangente du point d'intérêt. Si elles ne le sont pas, les distances sont faussées. Par exemple sur la *Figure 28*, le nombre et la répartition des points de mesure sont satisfaisants, cependant les coupes sont mal orientées car elles proviennent d'un quadrillage, de telle sorte que les distances mesurées sont plus grandes qu'elles ne devraient l'être.

Sur une dent de forme plutôt ronde, cette erreur sera plus flagrante (*Fig. 28*) que sur une dent de forme rectangulaire, où les points mesurés sont sélectionnés en dehors des arrondis (*Fig. 27*). La technique de mesure vestibulo-linguale et mésio-distale peut cependant avoir un intérêt. *In vivo* il permettra de mettre en évidence les erreurs d'enregistrements ou les déformations lors de l'empreinte en bouche, avec les difficultés anatomiques qu'elle comporte (joue, langue, dents adjacentes) mais lors d'une expérience *in vitro* cet intérêt est nul.

Une autre donnée importante à souligner concerne la reproductibilité des mesures. Le choix a été fait de prendre un point de repère sur le maître-modèle afin que les mesures soient faites au même endroit pour toutes les couronnes. Sur les *Graphiques 1 et 2*, il est possible de remarquer des tendances identiques d'augmentation au de diminution de l'adaptation marginale pour les

2 groupes de couronnes en fonction des sites de mesure. Cela pourrait indiquer que la caméra a eu, à chaque prise d’empreinte, du mal à enregistrer les mêmes zones au niveau de la partie externe de la ligne de finition. Ces zones pourraient être des imperfections de préparation.

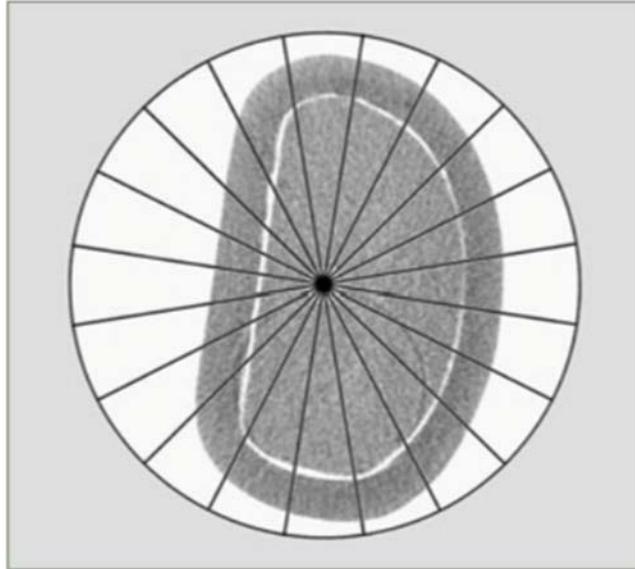


Figure 26 : Répartition des points de mesures sur 360°(4)

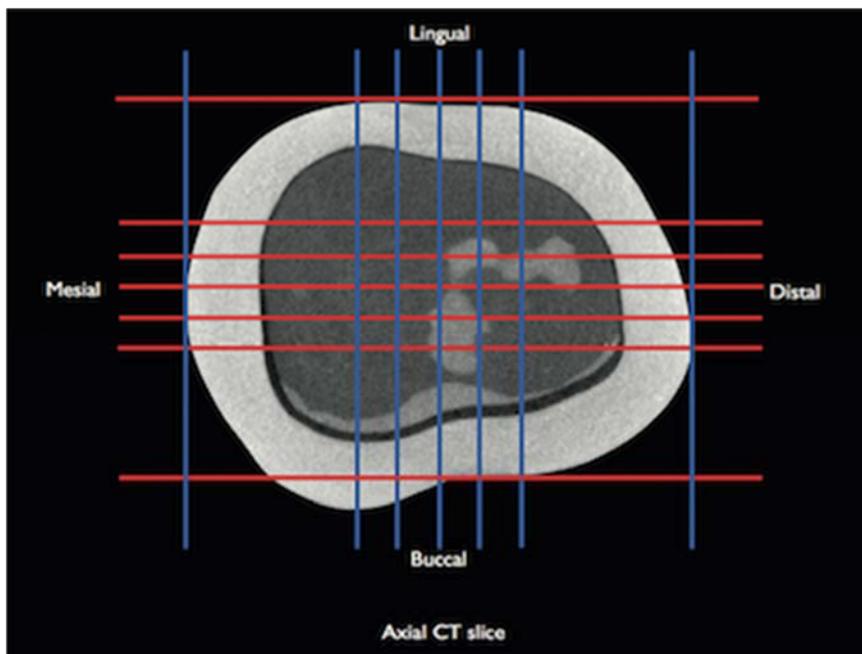


Figure 27 : Répartition des points de mesure en fonction des faces linguales, vestibulaires, mésiales et distales(57)

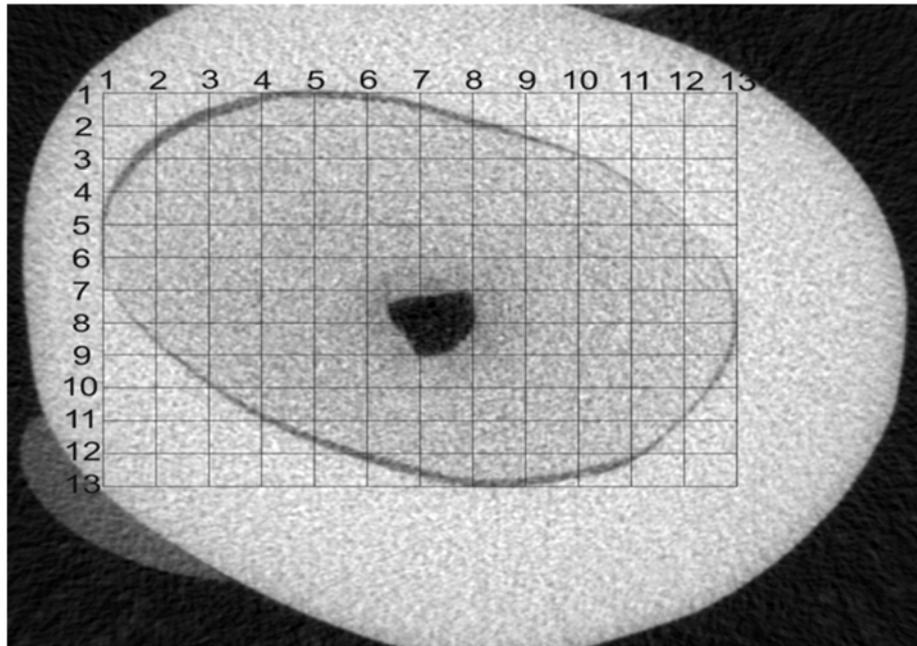


Figure 28 : Répartition des points de mesure "en grille", faite à partir de coupes vestibulo-linguales et mésio-distales.(45)

4.5 Valeur cliniquement acceptable

Behrend *et al.* (16) ont affirmé que la fermeture complète du joint dento-prothétique était impossible.

En effet considérons le cas d'une adaptation parfaite de la pièce prothétique, il faudra tout de même prendre en compte le joint de ciment ou de colle, qui ne peut être nul.

La spécification numéro 8 de l'ADA (American Dental Association) indique que l'épaisseur du film de ciment de scellement ne devait pas être supérieur à 25 μ m pour un ciment de Type I, ou 40 μ m pour un ciment de Type II (59). Cet objectif est cependant difficilement atteignable en pratique clinique. En effet, sur 22 expériences ayant fait des mesures de hiatus marginal après collage ou scellement, seulement 2 ont obtenus des résultats inférieurs à 40 μ m (60–81).

Durant 5 années McLean et Von Fraunhauser (82) ont réalisé une étude comprenant plus de 1000 couronnes, à l'issue de laquelle ils ont affirmé qu'un hiatus marginal inférieur ou égal à 120 μ m était cliniquement acceptable.

Depuis, cette mesure fait consensus dans de nombreuses études cherchant à calculer la précision d'adaptation des nouveaux systèmes de fabrication prothétique (4,50,58,60,61,83–90).

Mais elle est sujette à controverse.

En effet, certaines études ont rapporté que la valeur idéale du hiatus marginal serait comprise entre 25 et 40µm pour les restaurations scellées (86,91,92).

D'autres auteurs considèrent que les valeurs comprises entre 100 et 200µm sont acceptables pour ces mêmes restaurations (82,91,93).

Certaines publications plus récentes affirment même que les valeurs du hiatus marginal doivent être inférieure à 100µm pour être considérées comme cliniquement acceptables (4,45,86,94,95).

Dans cette étude, concernant le hiatus marginal, la moyenne est de 51.59µm pour IPS e.max, et 67.01µm pour Suprinity, ce qui est donc cliniquement acceptable d'après Mc Lean et Von Fraunhofer (82).

4.6 L'adaptation marginale de couronnes CAD/CAM

De nombreux auteurs, avec des protocoles variés, ont cherché à mesurer le hiatus marginal de couronnes CAD/CAM tout céramique sur dent unitaire. Dans la revue de la littérature de Memari *et al.* (96) les articles sont analysés pour mettre en évidence les résultats obtenus, qui sont tous cliniquement acceptables, c'est à dire inférieur à 120µm, comme les résultats de cette étude.

En revanche, il n'y a pas de précision sur le défaut marginal absolu. Peu d'auteurs ont fait le choix de le mesurer.

Depuis 1994, 20 articles (4,9,46,52,54,57,61,65,66,85,87,93,97–104) contenant cette donnée ont pu être recensés. Les couronnes sont toutes en céramique, mais pas toutes réalisées par CFAO.

Parmi ces articles, cinq (4,9,54,57,97) ont certains de leur résultats supérieur à 120µm, ce qui est notre cas avec les couronnes en Vita Suprinity (en moyenne $138.85 \pm 47.31 \mu\text{m}$).

D'autre part, une seule étude mesure l'adaptation marginale des couronnes issues de bloc en Vita Suprinity (104), contre 11 pour l'IPS e.max CAD (46,57,67–69,105–110).

Tout d'abord pour l'IPS e.max CAD, quelle que soit la technique d'empreinte, d'usinage, ou de mesure, les résultats concernant le hiatus marginal sont globalement bons. En effet seulement une étude rapporte des résultats supérieurs à 120µm (67), dans deux autres études ils sont compris entre 120µm et 100µm (68,110), et inférieurs à 100µm pour les huit autres études (46,57,69,105–108).

Concernant la Vita Suprinity, Alammari *et al.* (104) ont comparés des couronnes faites sur des piliers de différentes angulations : 12° et 20°. Les deux groupes sont composés de 20 couronnes chacun. Un espacement virtuel pour le ciment de 40µm à 1.2mm du bord marginal a été paramétré pour l'usinage. Les couronnes ont été collées avec du Multilink Automix d'Ivoclar Vivadent AG sous une pression de 10N, puis les mesures ont été réalisées par m-CT en 20 points sur chaque échantillon.

Pour le hiatus marginal et le défaut marginal absolu, les moyennes des résultats sont respectivement de 54.94µm et 89.25µm à 12° et 52.92µm et 86.28µm à 20°. Ils concluent dans leur étude que l'angulation n'a pas d'incidence sur l'adaptation des couronnes.

Cette étude, comme la majorité des études sur l'IPS e.max CAD, a des résultats inférieurs à 100µm, ce qui est cliniquement satisfaisant.

Pour finir, une publication de Gomes *et al.* (111) a également comparé l'ajustage marginal de ces deux matériaux par une mesure en microtomographie à rayon X, cependant les prothèses étudiées dans cette publication étaient des couronnes implanto-portées. Il est donc impossible de comparer directement les résultats de leur étude et de cette étude, mais il est intéressant de souligner que l'adaptation des couronnes en silicate de lithium renforcée en zircon est moins bonne que celle des couronnes en disilicate de lithium, ce qui va dans le même sens que les résultats obtenus dans cette expérience.

4.7 Comparaison des systèmes de scanners intraoraux

Cette comparaison peut se baser sur différents critères. En effet il est possible d'utiliser les mesures d'ajustage marginal de couronnes usinées à partir d'empreintes de différentes caméras pour déterminer laquelle obtient les meilleurs résultats.

En 2015, Boeddinghaus *et al.* (112) comparent les caméras CEREC® AC Omnicam, Heraeus Cara Trios® et Lava True Definition de 3M® dans leur étude. Les empreintes sont faites *in vivo*, puis le design est réalisé grâce au logiciel Exocad® dental CAD (version 2014.02). Enfin les chapes de zircone (Coproan Zr) sont usinées avec la DWX-50 de Roland®. Les mesures du hiatus marginal ont été réalisées grâce à la technique de la réplique en silicone. Les moyennes sont de 88µm pour Lava, 112µm pour Trios et 149µm pour Omnicam. Les auteurs ont conclu que les résultats de l'Omnicam sont significativement plus élevés que ceux des autres caméras.

Dans une étude de 2018 (113), les caméras CEREC® AC Omnicam et Cara Trios® ont été comparées en se basant sur le hiatus marginal des couronnes usinées grâce à leurs empreintes optiques. La méthode de mesure de la réplique en silicone a été utilisée puisque l'expérience a été réalisée *In vivo*. Il n'y a pas de différence significative des résultats (86.09±61.46µm pour l'Omnicam et 88.95±54.46µm pour Cara Trios), ils sont cliniquement acceptables pour les deux caméras.

Kim *et al.* (53) ont utilisé différentes caméras intra-orales pour usiner des blocs d'IPS e.max CAD, et mesurer des ajustages marginaux des couronnes qui en résultent. La caméra CS 3500 obtient les meilleurs résultats avec une moyenne de 129.6µm, contre 200.9µm pour la Trios. Mais d'encore meilleurs résultats sont observables dans l'étude de De Paula Silveira *et al.* (57) avec une moyenne de 60±24µm avec l'Omnicam.

Plus récemment, Ferrini *et al.* (114) ont comparé de nombreuses caméras intra-orales, dont l'Omnicam, la CS3500, la CS3600, la True Definition Scanner et la Trios 3. Pour se faire, des chapes en dioxyde de zirconium ont été réalisées, et les ajustages marginaux ont été mesurés grâce à un microscope électronique à balayage. Les résultats sont respectivement de 61.57±38.59µm, 54.82±28.86µm, 59.67±28.72µm, 40.82±26.19µm et 67.65±30.41µm pour

ces caméras. La True Definition Scanner obtient les meilleurs résultats, alors que la Trios 3 obtient les moins bons. Cependant les mesures sont réalisées qu'en 8 points sur chaque échantillon, ce qui est peu.

Il est à noter qu'il existe un autre moyen de comparer les caméras.

En effet, il est possible de déterminer la précision et la justesse intrinsèque d'une caméra en superposant et en analysant uniquement les empreintes virtuelles via des logiciels spécialisés (115–119).

A ce jour, aucun article concernant des mesures d'adaptations de couronnes ou de précision faites à partir de la CondorScan n'a été répertorié.

4.8 Limites de l'étude

4.8.1 Le nombre d'échantillons

Statistiquement, plus le nombre d'échantillon est élevé, plus les résultats sont robustes. Dans cette étude $n=5$ pour chacun des groupes. Avec un total de 10 couronnes testées, et 20 points de mesures par couronnes, la puissance du test est acceptable, mais pourrait être améliorée. Il était cependant difficile d'augmenter le nombre de couronnes, la microtomographie étant une technologie peu accessible financièrement, et chronophage. Il a été décidé de faire des groupes de 5 échantillons, ce choix a également été fait par d'autres auteurs, Neves *et al.* (45), Pimenta *et al.* (49), Kim *et al.* (53), (Annexe 1) qui ont utilisé la microtomographie à rayon x pour mesurer des adaptations marginales de couronnes céramo-céramiques.

4.8.2 Poudrage du maître modèle pour l'empreinte

La CondorScan ne nécessite normalement pas de poudrage au préalable de la prise d'empreinte. Cependant l'empreinte a été réalisée sur un maître-modèle en disilicate de lithium et non sur une dent naturelle. Il a fallu le poudrer pour contrer ses propriétés de

translucidité, qui aurait pu altérer la qualité de l’empreinte. La caméra n’a donc pas pu être utilisée en simulant totalement les conditions cliniques habituelles. Un poudrage reste néanmoins recommandé lors de l’enregistrement d’éléments métalliques en bouche, tels qu’un inlay-core, ou une couronne métallique.

Un cas similaire a été décrit dans une étude de 2018 (120) comparant les hiatus marginaux de couronnes en IPS e.max CAD usinées à partir d’empreintes réalisées avec l’Omniscam de Cerec®, avec et sans poudrage. Les fabricants ne préconisent pas l’utilisation de poudre avant de réaliser l’empreinte avec cette caméra. Les résultats montrent une meilleure adaptation des couronnes ayant été réalisées avec poudrage du maître modèle.

Il est possible que le poudrage ait eu des effets similaires sur la présente étude. Le poudrage n’augmenterait pas le hiatus marginal, cependant il aurait possiblement entraîné une modification des résultats en comparaison à l’utilisation recommandée par le fabricant de la CondorScan, c’est donc un biais.

4.8.3 L’espacement interne virtuel pour le ciment

C’est un élément à paramétrer lors du design de la couronne, avant l’usinage. C’est l’espace laissé pour le ciment ou la colle, mais il a aussi pour but de permettre au matériau choisi de fuser lors de l’insertion de la couronne sur la dent. L’épaisseur du matériau de collage ou scellement doit être aussi fine et régulière que possible (121,122), si elle augmente elle peut diminuer la résistance à la fracture des reconstitutions prothétiques tout céramique (83,123).. C’est pourquoi la plupart des études suggèrent une épaisseur de ciment comprise entre 30 et 50µm (46,122,124).

Dans cette étude l’espace est de seulement 25µm, ce qui est inférieur à ce seuil. Cependant les couronnes n’ont pas été scellées, il ne peut donc pas y avoir de sur-épaisseur de ciment qui n’aurait pas pu fuser et qui augmenterait le hiatus marginal. Sachant que la variation de la valeur d’espacement peut influencer sur l’ajustage marginal(99). Il aurait été intéressant de tester des valeurs d’espacement interne supérieures pour vérifier qu’une adaptation marginale optimale était déjà obtenue à 25 microns d’espacement.

4.8.4 Logiciel de CAO et usinage

Un seul logiciel de CAO et un seul type d'usineuse ont été utilisés dans cette expérience. Des résultats différents auraient pu sûrement être obtenus avec un autre logiciel et une autre usineuse qui pourrait avoir une meilleure ou une moins bonne précision d'usinage.

4.8.5 Collage ou non des prothèses pour les mesures

L'objectif était d'établir les performances intrinsèques de la CondorScan sur deux matériaux en mesurant leur adaptation après empreinte et usinage. Dans le cas présent il est donc préférable d'effectuer les mesures avant scellement pour ne pas avoir de biais. En effet certains auteurs ayant étudié l'impact du scellement des couronnes sur son adaptation ont conclu qu'il entraînait une augmentation du hiatus marginal (6,24,54,62–64,125–131).

De plus, Mously *et al.* (56) ont rapporté que la radio-opacité des ciments de scellement pouvaient provoquer des artéfacts lors de la lecture des coupes de microtomographie à rayons x, dus à la différence de coefficient de réfraction des matériaux, qui rendent plus difficile la réalisation des mesures.

En outre il était nécessaire de garder le même pilier comme support des couronnes (le même pilier ayant servi aux empreintes) pour les différentes acquisitions de microtomographie, le collage n'était donc pas envisageable.

Pour stabiliser les couronnes, du Fit Checker Advanced Blue (GC®) a été appliqué dans l'intrados avant positionnement sur le pilier. Certains auteurs (45,57) avaient déjà utilisé ce produit pour stabiliser leurs couronnes lors de l'acquisition de données par microtomographie à rayon x. Ils ont pu constater qu'il n'était pas radio opaque et qu'il n'altérerait pas la lecture des images obtenues. L'emploi de ce matériau ne peut pas être apparenté à un collage ou à un scellement, le fabricant a conçu le produit en prévoyant que le matériau fuse, grâce à son importante fluidité, en cas de contact entre la couronne et le maître modèle. Ce qui signifie que le matériau n'augmenterait pas le hiatus marginal par sa présence, puisqu'il n'y en aurait pas en cas de hiatus fermé.

4.8.6 Etude réalisée *In vitro*

C'est une limite à cette étude car les résultats ne sont pas extrapolables à la réalité clinique. Le maître-modèle n'est pas une dent naturelle, et les couronnes sont faites en absence de contacts proximaux et sans scellement. Cependant c'est ce qui permet de diminuer les biais. En effet lors de l'étape de préparation de la dent, *in vivo* les conditions de visibilité sont souvent rendues difficiles par la localisation de celle-ci, les facteurs anatomiques peuvent influencer également, comme la langue ou la joue (87,91). *In vitro* il sera plus aisé de réaliser un épaulement ou un congé bien régulier (55), ce qui facilitera la lecture de l'empreinte et donc la réalisation de la prothèse.

La réalisation de l'empreinte est également plus compliquée sur un patient qu'au laboratoire. Le praticien devra s'assurer que la dent à enregistrée est bien sèche, et le patient ne devra pas faire de mouvement pouvant entraîner une déformation de l'empreinte.

CONCLUSION

Dans les limites de cette étude, il est possible de tirer certaines conclusions.

Les couronnes issues des blocs de céramique IPS e.max CAD ont montré une meilleure adaptation que les blocs VITA Suprinity après usinage et passage au four des couronnes.

Les résultats des mesures du hiatus marginal sont cliniquement acceptables pour les 2 types de céramique, car en dessous de 120 μ m pour les deux matériaux.

Ces mesures ont été rendues possibles grâce à la microtomographie à rayon X. C'est une technique très performante mais ce n'est pas la plus précise. Avec l'arrivée du triple-scan, il serait intéressant de faire une étude comparant les deux méthodes, d'un point de vue de la précision, de la reproductibilité, et de la facilité d'exécution.

Il n'existe à ce jour aucune publication évaluant l'adaptation marginale de couronnes issues d'empreintes réalisées avec la CondorScan. Cette étude non publiée semble donc être la première du genre.

Cette caméra ne semble pas avoir réussi à vraiment s'imposer sur le marché des caméra-intra-orales, Biotech a donc prévu de produire une nouvelle caméra plus performante, la CondorScan 2, qui devrait sortir fin 2019.

BIBLIOGRAPHIE

1. Ahlholm P, Sipilä K, Vallittu P, Jakonen M, Kotiranta U. Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review. *J Prosthodont*. 2018;27(1):35-41.
2. Tsirogiannis P, Reissmann DR, Heydecke G. Evaluation of the marginal fit of single-unit, complete-coverage ceramic restorations fabricated after digital and conventional impressions: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2016;116(3):328-335.e2.
3. Gracis S, Fradeani M, Celletti R, Bracchetti G. Biological integration of aesthetic restorations: factors influencing appearance and long-term success. *Periodontol* 2000. 2001;27:29-44.
4. 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(3):278-92.
5. Mathieu Contrepois. L'adaptation marginale des couronnes céramo-céramiques : revue systématique de la littérature. *Chirurgie Dentaire Bordeaux*; 2011.
6. Contrepois M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2013;110(6):447-454.e10.
7. Étienne O, Anckenmann L, Watzki D, Flaus G, Heichelbech F, Lemoy C, et al. Restaurations esthétiques en céramique collée. 2016. 92-97 p.
8. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*. 1989;62(4):405-8.
9. Suárez MJ, González de Villaumbrosia P, Pradies G, Lozano JFL. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont*. 2003;16(3):229-32.
10. Lang NP, Kiel RA, Anderhalden K. Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinically perfect margins. *J Clin Periodontol*. 1983;10(6):563-78.
11. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J Prosthet Dent*. 1991;65(3):436-42.
12. Sorensen JA. A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems. *J Prosthet Dent*. 1989;62(3):264-9.
13. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J*

Prosthet Dent. 1990;64(1):18-24.

14. Schwartz NL, Whitsett LD, Berry TG, Stewart JL. Unserviceable crowns and fixed partial dentures: life-span and causes for loss of serviceability. *J Am Dent Assoc* 1939. 1970;81(6):1395-401.
15. Walton JN, Gardner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures: Length of service and reasons for replacement. *J Prosthet Dent*. 1986;56(4):416-21.
16. Behrend DA. Crown margins and gingival health. *Ann R Australas Coll Dent Surg*. 1984;8:138-45.
17. Björn AL, Björn H, Grkovic B. Marginal fit of restorations and its relation to periodontal bone level. II. Crowns. *Odontol Revy*. 1970;21(3):33-46.
18. Saltzberg DS, Ceravolo FJ, Holstein F, Groom G, Gottsegen R. Scanning electron microscope study of the junction between restorations and gingival cavosurface margins. *J Prosthet Dent*. 1976;36(5):517-22.
19. Jacobs S, Stewart A. An investigation of dental luting cement solubility function of the marginal gap. *J Prosthet Dent*. 1991;65(3):436-42.
20. Gu X-H, Kern M. Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *Int J Prosthodont*. 2003;16(2):109-16.
21. 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(1):64-9.
22. Piwowarczyk A, Lauer H-C, Sorensen JA. Microleakage of various cementing agents for full cast crowns. *Dent Mater*. 2005;21(5):445-53.
23. Albert FE, El-Mowafy OM. Marginal adaptation and microleakage of Procera AllCeram crowns with four cements. *Int J Prosthodont*. 2004;17(5):52-35.
24. White SN, Ingles S, Kipnis V. Influence of marginal opening on microleakage of cemented artificial crowns. *J Prosthet Dent*. 1994;71(3):257-64.
25. Schmid-Schwab M, Graf A, Preinerstorfer A, Watts DC, Piehslinger E, Schedle A. Microleakage after thermocycling of cemented crowns--a meta-analysis. *Dent Mater*. 2011;27(9):855-69.
26. Black GV. A work on operative dentistry. 1, The pathology of the hard tissues of the teeth: in two volumes. Chicago, Etats-Unis d'Amérique: Medico-dental publishing company; 1908. 319 p.
27. Lindhe J, Wicén P-O. The effects on the gingivae of chewing fibrous foods. *J*

Periodontal Res. 1969;4(3):193-201.

28. Lang NP, Siegrist Guldener BE. Couronnes et bridges: plan de traitement synoptique. Paris: Flammarion Médecine-Sciences; 1996.
29. Gargiulo AW, Wentz FM, Orban B. Dimensions and Relations of the Dentogingival Junction in Humans. *J Periodontol.* 1961;32(3):261-7.
30. Keller J, Bernadac E, Douillard Y, Lehmann N. Les élongations coronaires chirurgicales : intérêts fonctionnels et esthétiques. 2007. 721-730 p.
31. 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 Prosthet Dent.* 2018;119(1):75-81.
32. Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent.* 2000;83(1):40-9.
33. 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(3):243-50.
34. 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(2):116-22.
35. Coli P, Karlsson S. Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. *Int J Prosthodont.* 2004;17(1):59-64.
36. Swain MV, Xue J. State of the Art of Micro-CT Applications in Dental Research. *Int J Oral Sci.* 2009;1(4):177-88.
37. Kaloustian MK, Nehme W, El Hachem C, Zogheib C, Ghosn N, Michetti J, et al. Evaluation of Two Shaping Systems and Two Ultrasonic Irrigation Devices in Removing Root Canal Filling Material from Mesial Roots of Mandibular Molars: A Micro CT Study. *Dent J.* 2019;7(1).
38. Camargo EJ, Duarte M a. H, Marques V a. S, Só MVR, Duque JA, Alcalde MP, et al. The ability of three nickel-titanium mechanized systems to negotiate and shape MB2 canals in extracted maxillary first molars: a micro-computed tomographic study. *Int Endod J.* 2018;
39. Ozawa Y, Kubota T, Yamamoto T, Tsukune N, Koshi R, Nishida T, et al. Comparison of the bone augmentation ability of absorbable collagen sponge with that of hydroxyapatite/collagen composite. *J Oral Sci.* 2018;60(4):514-8.
40. Leventis M, Fairbairn P, Mangham C, Galanos A, Vasiliadis O, Papavasileiou D, et al.

Bone Healing in Rabbit Calvaria Defects Using a Synthetic Bone Substitute: A Histological and Micro-CT Comparative Study. *Mater Basel Switz.* 2018;11(10).

41. Kulah K, Gulsahi A, Kamburoğlu K, Geneci F, Ocak M, Celik HH, et al. Evaluation of maxillary trabecular microstructure as an indicator of implant stability by using 2 cone beam computed tomography systems and micro-computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2018;127(3):247-56.
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(8):651-7.
43. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater.* 2016;32(7):908-14.
44. Boccaccini AR. Machinability and brittleness of glass-ceramics. *J Mater Process Technol.* 1997;65(1-3):302-4
45. 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(5):1134-40.
46. Riccitiello F, Amato M, Leone R, Spagnuolo G, Sorrentino R. In vitro Evaluation of the Marginal Fit and Internal Adaptation of Zirconia and Lithium Disilicate Single Crowns: Micro-CT Comparison Between Different Manufacturing Procedures. *Open Dent J.* 2018;12:160-72
47. Mostafa NZ, Ruse ND, Ford NL, Carvalho RM, Wyatt CCL. Marginal Fit of Lithium Disilicate Crowns Fabricated Using Conventional and Digital Methodology: A Three-Dimensional Analysis. *J Prosthodont.* 2018;27(2):145-52.
48. Shamseddine L, Mortada R, Rifai K, Chidiac JJ. Fit of pressed crowns fabricated from two CAD-CAM wax pattern process plans: A comparative in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2016;118(1):49-54
49. 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(2):223-8.
50. Cunali RS, Saab RC, Correr GM, Cunha LF da, Ornaghi BP, Ritter AV, et al. Marginal and Internal Adaptation of Zirconia Crowns: A Comparative Study of Assessment Methods. *Braz Dent J.* 2017;28(4):467-73.
51. Saab RC, da Cunha LF, Gonzaga CC, Mushashe AM, Correr GM. Micro-CT Analysis

- of Y-TZP Copings Made by Different CAD/CAM Systems: Marginal and Internal Fit. *Int J Dent*. 2018;2018:5189767.
52. 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(2):170-2.
53. Kim J-H, Jeong J-H, Lee J-H, Cho H-W. Fit of lithium disilicate crowns fabricated from conventional and digital impressions assessed with micro-CT. *J Prosthet Dent*. 2016;116(4):551-7.
54. Peroz I, Mitsas T, Erdelt K, Kopsahilis N. Marginal adaptation of lithium disilicate ceramic crowns cemented with three different resin cements. *Clin Oral Investig*. 2018;23(1):315-20.
55. Gassino G, Barone Monfrin S, Scanu M, Spina G, Preti G. Marginal adaptation of fixed prosthodontics: a new in vitro 360-degree external examination procedure. *Int J Prosthodont*. 2004;17(2):218-23.
56. 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(2):249-56.
57. de Paula Silveira AC, Chaves SB, Hilgert LA, Ribeiro APD. Marginal and internal fit of CAD-CAM-fabricated composite resin and ceramic crowns scanned by 2 intraoral cameras. *J Prosthet Dent*. 2017;117(3):386-92.
58. Edwards Rezende CE, Sanches Borges AF, Macedo RM, Rubo JH, Griggs JA. Dimensional changes from the sintering process and fit of Y-TZP copings: Micro-CT analysis. *Dent Mater*. 2017;33(11):e405-13.
59. American-Dental-Association. ANSI/ADA Specification n°8 for zinc phosphate cement. In: *Guide to dental materials and devices*. American Dental Association. 5th ed. 1971; 1970;
60. Subasi G, Ozturk N, Inan O, Bozogullari N. Evaluation of marginal fit of two all-ceramic copings with two finish lines. *Eur J Dent*. 2012;6(2):163-8.
61. 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(4):291-5.
62. Borges GA, Faria JS, Agarwal P, Spohr AM, Correr-Sobrinho L, Miranzi B a. S. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems before and after cementation. *Oper Dent*.

2012;37(6):641-9.

63. Sakrana AA. In vitro evaluation of the marginal and internal discrepancies of different esthetic restorations. *J Appl Oral Sci Rev FOB*. 2013;21(6):575-80.
64. Kale E, Yilmaz B, Seker E, Özcelik TB. Effect of fabrication stages and cementation on the marginal fit of CAD-CAM monolithic zirconia crowns. *J Prosthet Dent*. 2017;118(6):736-41.
65. Grenade C, Mainjot A, Vanheusden A. Fit of single tooth zirconia copings: comparison between various manufacturing processes. *J Prosthet Dent*. 2011;105(4):249-55.
66. Ji M-K, Park J-H, Park S-W, Yun K-D, Oh G-J, Lim H-P. Evaluation of marginal fit of 2 CAD-CAM anatomic contour zirconia crown systems and lithium disilicate glass-ceramic crown. *J Adv Prosthodont*. 2015;7(4):271-7.
67. Akın A, Toksavul S, Toman M. Clinical Marginal and Internal Adaptation of Maxillary Anterior Single All-Ceramic Crowns and 2-year Randomized Controlled Clinical Trial. *J Prosthodont*. 2015;24(5):345-50.
68. Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonça G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent*. 2014;112(4):770-7.
69. Freire Y, Gonzalo E, Lopez-Suarez C, Suarez MJ. The Marginal Fit of CAD/CAM Monolithic Ceramic and Metal-Ceramic Crowns. *J Prosthodont*. 2017;
70. Yüksel E, Zaimoğlu A. Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. *Braz Oral Res*. 2011;25(3):261-6
71. Korkut L, Cotert HS, Kurtulmus H. Marginal, Internal Fit and Microleakage of Zirconia Infrastructures: An *In-Vitro* Study. *Oper Dent*. 2011;36(1):72-9.
72. Torabi K, Vojdani M, Giti R, Taghva M, Pardis S. The effect of various veneering techniques on the marginal fit of zirconia copings. *J Adv Prosthodont*. 2015;7(3):233-9.
73. 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(1):36-41.
74. Sener I, Turker B, Valandro LF, Ozcan M. Marginal gap, cement thickness, and microleakage of 2 zirconia crown systems luted with glass ionomer and MDP-based cements. *Gen Dent*. 2014;62(2):67-70.
75. Rajan BN, Jayaraman S, Kandhasamy B, Rajakumaran I. Evaluation of marginal fit and internal adaptation of zirconia copings fabricated by two CAD - CAM systems: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2015;15(2):173-8.

76. Lee K-H, Yeo I-S, Wu BM, Yang J-H, Han J-S, Kim S-H, et al. Effects of Computer-Aided Manufacturing Technology on Precision of Clinical Metal-Free Restorations. *BioMed Res Int*. 2015;2015:1-5.
77. Ortega R, Gonzalo E, Gomez-Polo M, Suárez MJ. Marginal and Internal Discrepancies of Posterior Zirconia-Based Crowns Fabricated with Three Different CAD/CAM Systems Versus Metal-Ceramic. *Int J Prosthodont*. 2015;28(5):509-11.
78. Vigolo P, Mutinelli S, Biscaro L, Stellini E. An In Vivo Evaluation of the Fit of Zirconium-Oxide Based, Ceramic Single Crowns with Vertical and Horizontal Finish Line Preparations. *J Prosthodont*. 2015;24(8):603-9.
79. Ganapathy D, Sathyamoorthy A, Ranganathan H, Murthykumar K. Effect of Resin Bonded Luting Agents Influencing Marginal Discrepancy in All Ceramic Complete Veneer Crowns. *J Clin Diagn Res JCDR*. 2016;10(12):67-70.
80. Roperto RC, Oliveira MP, Porto TS, Ferreira LA, Melo LS, Akkus A. Can Tooth Preparation Design Affect the Fit of CAD/CAM Restorations? *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ 1995*. 2017;38(3):e13-7.
81. Ortega R, Gonzalo E, Gomez-Polo M, Lopez-Suarez C, Suarez MJ. SEM evaluation of the precision of fit of CAD/CAM zirconia and metal-ceramic posterior crowns. *Dent Mater J*. 2017;36(4):387-93.
82. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*. 1971;131(3):107-11.
83. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona Á. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dent Mater*. 2011;27(11):1119-26.
84. 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(5):374-82.
85. 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(2):108-14.
86. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: The Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent*. 1998;80(4):394-404.
87. 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(4):601-9.
88. Dauti R, Cvinkl B, Lilaj B, Heimel P, Moritz A, Schedle A. Micro-CT evaluation of marginal and internal fit of cemented polymer infiltrated ceramic network material crowns

- manufactured after conventional and digital impressions. *J Prosthodont Res.* 2018;63(1).
89. Gold SA, Ferracane JL, da Costa J. Effect of Crystallization Firing on Marginal Gap of CAD/CAM Fabricated Lithium Disilicate Crowns. *J Prosthodont.* 2018;27(1):63-6
90. Pedroche LO, Bernardes SR, Leão MP, Kintopp CC de A, Correr GM, Ornaghi BP, et al. Marginal and internal fit of zirconia copings obtained using different digital scanning methods. *Braz Oral Res.* 2016;30(1):e113.
91. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kästner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent.* 2000;84(4):419-24
92. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent.* 1966;16(2):297-305.
93. 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(5):310-5.
94. 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(2):94-100.
95. 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(3):422-6.
96. Memari Y, Mohajerfar M, Armin A, Kamalian F, Rezayani V, Beyabanaki E. Marginal Adaptation of CAD/CAM All-Ceramic Crowns Made by Different Impression Methods: A Literature Review. *J Prosthodont.* 2018;e 536-e 544.
97. Comlekoglu M, Dundar M, Ozcan M, Gungor M, Gokce B, Artunc C. Influence of cervical finish line type on the marginal adaptation of zirconia ceramic crowns. *Oper Dent.* 2009;34(5):586-92.
98. Shearer B, Gough MB, Setchell DJ. Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In-Ceram crowns. *Biomaterials.* 1996;17(19):1891-5.
99. 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(3):244-8.
100. Pilathadka S, Vahalová D. Contemporary all-ceramic systems, part-2. *Acta Medica (Hradec Kralove).* 2007;50(2):105-7.
101. Good M-L, Mitchell CA, Pintado MR, Douglas WH. Quantification of all-ceramic crown margin surface profile from try-in to 1-week post-cementation. *J Dent.* 2009;37(1):65-75.

102. Limkangwalmongkol P, Kee E, Chiche GJ, Blatz MB. Comparison of marginal fit between all-porcelain margin versus alumina-supported margin on Procera Alumina crowns. *J Prosthodont.* 2009;18(2):162-6.
103. Nakamura T, Nonaka M, Maruyama T. In vitro fitting accuracy of copy-milled alumina cores and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 2000;13(3):189-93.
104. Alammari MR, Abdelnabi MH, Swelem AA. Effect of total occlusal convergence on fit and fracture resistance of zirconia-reinforced lithium silicate crowns. *Clin Cosmet Investig Dent.* 2018;Volume 11: 1-8.
105. Brawek PK, Wolfart S, Endres L, Kirsten A, Reich S. The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow--the comparison of two systems. *Clin Oral Investig.* 2013;17(9):2119-25.
106. Anadioti 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(8):610-7.
107. Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhao Y, Zhang X. Clinical Marginal and Internal Fit of Crowns Fabricated Using Different CAD/CAM Technologies. *J Prosthodont.* 2015;24(4):291-5.
108. Hamza TA, Ezzat HA, El-Hossary MMK, Katamish HAEM, Shokry TE, Rosenstiel SF. Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent.* 2013;109(2):83-7.
109. 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):555-60
110. Abdel-Azim T, Rogers K, Elathamna E, Zandinejad A, Metz M, Morton D. Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two intraoral digital scanners. *J Prosthet Dent.* 2015;114(4):554-9
111. Gomes RS, Souza CMC de, Bergamo ETP, Bordin D, Del Bel Cury AA. Misfit and fracture load of implant-supported monolithic crowns in zirconia-reinforced lithium silicate. *J Appl Oral Sci Rev FOB.* 2017;25(3):282-9
112. Boeddinghaus M, Breloer ES, Rehmann P, Wöstmann B. Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clin Oral Investig.* 2015;19(8):2027-34.
113. Bosniac P, Rehmann P, Wöstmann B. Comparison of an indirect impression scanning

- system and two direct intraoral scanning systems in vivo. *Clin Oral Investig.* 2018;23(1):1-7.
114. Ferrini F, Sannino G, Chiola C, Capparé P, Gastaldi G, Gherlone EF. Influence of Intra-Oral Scanner (I.O.S.) on The Marginal Accuracy of CAD/CAM Single Crowns. *Int J Environ Res Public Health.* 2019;16(4):1-9
115. Imburgia M, Logozzo S, Hauschild U, Veronesi G, Mangano C, Mangano FG. Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health.* 2017;17(1):92.
116. Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Paspaspyridakos P. Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28(11):1360-7.
117. Güth J-F, Runkel C, Beuer F, Stimmelmayer M, Edelhoff D, Keul C. Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization. *Clin Oral Investig.* 2017;21(5):1445-55.
118. Lim J-H, Park J-M, Kim M, Heo S-J, Myung J-Y. Comparison of digital intraoral scanner reproducibility and image trueness considering repetitive experience. *J Prosthet Dent.* 2018;119(2):225-32.
119. Lee K-M. Comparison of two intraoral scanners based on three-dimensional surface analysis. *Prog Orthod.* 2018;19(1):1-7
120. Prudente MS, Davi LR, Nabbout KO, Prado CJ, Pereira LM, Zancopé K, et al. Influence of scanner, powder application, and adjustments on CAD-CAM crown misfit. *J Prosthet Dent.* 2018;119(3):377-83.
121. 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.
122. 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(3):167-72.
123. Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater.* 2006;22(1):29-36.
124. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent.* 2008;10(4):251-8.
125. Demir N, Ozturk AN, Malkoc MA. Evaluation of the marginal fit of full ceramic crowns by the microcomputed tomography (micro-CT) technique. *Eur J Dent.* 2014;8(4):437-44

126. 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(3):250-7.
127. White SN, Yu Z, Tom JF, Sangsurasak S. In vivo marginal adaptation of cast crowns luted with different cements. *J Prosthet Dent.* 1995;74(1):25-32.
128. White SN, Kipnis V. Effect of adhesive luting agents on the marginal seating of cast restorations. *J Prosthet Dent.* 1993;69(1):28-31.
129. Kern M, Schaller HG, Strub JR. Marginal fit of restorations before and after cementation in vivo. *Int J Prosthodont.* 1993;6(6):585-91.
130. Beschnidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil.* 1999;26(7):582-93.
131. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1994;72(6):585-90.

ANNEXE

Auteurs	Type de machine	Résolution (nombre de pixels et/ou précision en μm)	Nombre de points de mesure	Répartition des points de mesure	Stabilisation	Système étudié	Hiatus marginal (μm)	Défaut marginal absolu (μm)	Taille de l'échantillon
Pelekanos et al. (4) 2009	SkyScan 1072	1024x1024 8.85 μm	20	10 sections passant par le centre de la couronne	Non	WolCeram (In-Ceram Alumina)	34.86	49.86	4
						In-Ceram Alumina (slip-casting)	21.08	60.09	4
						Cerec inLab (bloc In-Ceram Alumina)	55.09	187.64	4
						Celay (bloc in-Ceram Alumina)	139.27	179.36	4
Krasanaki et al. (52) 2012	SkyScan 1072	1024x1024 8.85 μm	20	10 sections passant par le centre de la couronne	Non	Chape en alumine : Chanfrein 1.2mm Épaulement 90°	22.52	26.70	4
							21.00	23.41	4
Neves et al. (45) 2014	Scanco	1024x1024 8 μm	52	13 coupes sagittales et 13 coupes coronales	Fit Checker GC	IPS e.max Press	36.8±13.9	NR	5
						IPS e.max CAD (Cerec Bluecam)	39.2±8.7		5
						IPS e.max CAD (E4D)	66.9±31.9		5
Pimenta et al. (49) 2015	SkyScan 1173	2240x2240	4	Coupes mésio-distale et bucco-linguale	Non	ZirkonZahn	35.5	NR	5
						IPS e.max press	76.19		5

Auteurs	Type de machine	Résolution (nombre de pixels et/ou précision en μm)	Nombre de points de mesure	Répartition des points de mesure	Stabilisation	Système étudié	Hiatus marginal (μm)	Défaut marginal absolu (μm)	Taille de l'échantillon
Kim et al. (53) 2016	SkyScan 1172	1024x512 15.91 μm	20	10 sections passant par le centre de la couronne	Scellé	<u>IPS e.max CAD</u>	129.6	NR	5
						CS 3500 Carestream dental			5
						Trios 3 shape			5
						Ceramill Map400 Amann Girrbach			5
						<u>IPS e.max Press</u> Empreinte PVS conventionnelle			5
De Paula Silveira et al. (57) 2016	SkyScan 1076	Pixels de 9.05mm	20	5 sections bucco-linguales et 5 sections mésio-distales	GC Fit Checker Advanced	Lava Ultimate – Bluecam	52 \pm 123	118 \pm 25	10
						IPS e.max CAD– Bluecam	62 \pm 33	126 \pm 30	10
						Lava Ultimate – Omnicam	61 \pm 25	138 \pm 34	10
						IPS e.max CAD– Omnicam	60 \pm 24	135 \pm 36	10

Auteurs	Type de machine	Résolution (nombre de pixels et/ou précision en μm)	Nombre de points de mesure	Répartition des points de mesure	Stabilisation	Système étudié	Hiatus marginal (μm)	Défaut marginal absolu (μm)	Taille de l'échantillon
Mostafa et al. (47) 2017	Scanco Medical micro-CT100 scanner	20 μm	20	5 sections bucco-linguales et 5 sections mésio-distales	Non	<u>IPS e.max CAD</u> empreinte optique (LAVA COS) et usinage mécanisé	33,3 \pm 19,99	NR	15
						<u>IPS e.max Press</u> Empreinte optique et fabrication classique	54,08 \pm 32,34		15
						Empreinte et fabrication traditionnels	5,88 \pm 35,34		15
Cunali et al. (50) 2017	SkyScan 1172	13 μm	4	Coupes mésio-distale et bucco-linguale	Non	Ceramill ZI (Amann-Girrbach)	68,73 \pm 8,86	NR	10
						inCoris ZI (Densply-Sirona)	74,83 \pm 6,84		10
Edwards Rezende et al. (58) 2017	SkyScan 1172	17 μm	8	Une coupe centrale bucco-palatine, et 3 coupes mésio-distales	Couronne transvissée à un implant pour les mesures de mct	Zirklein (Zirklein)	96,63	NR	12
						IPS e.max Zircad (Ivoclar Vivadent)	108,05		12
						In Ceram YZ (Vita Zahnfabrik)	105,68		12

Auteurs	Type de machine	Résolution (nombre de pixels et/ou précision en μm)	Nombre de points de mesure	Répartition des points de mesure	Stabilisation	Système étudié	Hiatus marginal (μm)	Défaut marginal absolu (μm)	Taille de l'échantillon
Alammari et al. (104) 2018	SkyScan 1172	10 μm	20	Coupes mésio-distale et bucco-linguale	Oui : Multilink Automix (Ivoclar Vivadent AG)	Suprinity			
						Préparation avec une convergence occlusale de : 12° 20°	54.94 52.92	89.25 86.28	20 20
Saab et al. (51) 2018	SkyScan 1172	13 μm	4	Coupes mésio-distale et bucco-linguale	Non	Cerec	37.68 \pm 9.04		10
						Avec InCoris Zi			
						Cercon	57.40 \pm 8.71		10
						Avec Cercon base			
Ceramill	52.50 \pm 10.18	NR	10						
Avec Ceramill Zi									
Lava	62.70 \pm 11.11		10						
Avec Lava Frame									
Zirconia									
Peroz et al. (54) 2018	vivaCT SCANCO medical	2048x2048 10 μm	50	NR	Oui : Rely X Unicem	IPS e.max Press	Av : 164 \pm 90,8 Ap : 155 \pm 92,1	Av : 213 \pm 113,5 Ap : 209 \pm 116	13

Auteurs	Type de machine	Résolution (nombre de pixels et/ou précision en μm)	Nombre de points de mesure	Répartition des points de mesure	Stabilisation	Système étudié	Hiatus marginal (μm)	Défaut marginal absolu (μm)	Taille de l'échantillon
					Variolink II		Av : 317 ± 129 Ap : 320 ± 164	Av : $412 \pm 173,9$ Ap : 406 ± 199	13
					Panavia F 2.0		Av : $118 \pm 46,7$ Ap : $124 \pm 52,3$	Av : $145 \pm 54,8$ Ap : $154 \pm 62,1$	13
Riccitiello et al. (46) 2018	SkyScan 1172	2000x2000	4	Coupes mésio-distale et bucco-linguale	Oui : Panavia V5	Katana Zirconia (Kuraray Noritake) IPS e.max Cad	Buccal/ mesial : 63 ± 17 Palatal/ Distal : 69 ± 33 BM 65 ± 17 PD : 68 ± 36	65 ± 23 BM 89 ± 42 PD : 82 ± 22	15 15

Auteurs	Type de machine	Résolution (nombre de pixels et/ou précision en μm)	Nombre de points de mesure	Répartition des points de mesure	Stabilisation	Système étudié	Hiatus marginal (μm)	Défaut marginal absolu (μm)	Taille de l'échantillon
						IPS e.max Press		85 ± 26	15

Tableau : Etude comparative de l'adaptation marginale des couronnes céramo-céramiques fabriquées à partir d'empreinte optique et analysées par microtomographie à rayon X.

NR : Non Renseigné

Av : avant / Ap : après traitement mécanique et thermique.

Autorisation de reproduction

Le mail suivant a été envoyé aux différentes éditions dont certains schémas ou photos ont été utilisés pour l'illustration de ce travail :

Objet : Demande d'autorisation de reproduction de schémas.

Madame, Monsieur,

Je me nomme Lydie TELLIER, et je termine mes études de chirurgie dentaire à Bordeaux.

Je travaille actuellement sur ma thèse d'état portant sur l'adaptation marginale de couronnes céramo-céramiques.

Au cours de mes recherches bibliographiques, j'ai réuni de nombreux articles et documents dont certains de vos éditions. Je me permets donc de vous demander l'autorisation de reproduction de certains schémas qui me permettrais d'illustrer ce travail.

Ma thèse se restreint à une impression strictement universitaire dans le cadre de l'obtention de mon diplôme d'état de Docteur en Chirurgie Dentaire.

En attendant une réponse favorable de votre part, je vous prie de croire Madame, Monsieur en mes salutations les plus respectueuses.

Ci-joint la liste des ouvrages et la référence des schémas.

Collège des Sciences de la Santé

UFR des Sciences Odontologiques

Serment

En présence de mes Maîtres et de mes condisciples, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de l'art dentaire.

Je donnerai mes soins gratuits à l'indigent et n'exigerai jamais un honoraire au-dessus de mon travail. Ma langue taira les secrets qui me seront confiés. Admis à l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe.

Mes connaissances et mon état ne serviront ni à diffuser des propos non avérés, ni à corrompre les mœurs, ni à favoriser le crime.

Je ne permettrai pas que des conditions de croyance, de nation et de race viennent s'interposer entre mon devoir et mon patient.

Je promets et je jure de conformer strictement ma conduite professionnelle aux principes et aux règles prescrites par le code de déontologie.

Si je remplis ce serment sans l'enfreindre, qu'il me soit donné de jouir heureusement de la vie et de ma profession, honoré à jamais parmi les hommes. Si je le viole et que je me parjure, puissé-je avoir un sort contraire.



Vu, Le Président du Jury,

Date, Signature :

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

Date, Signature :

Vu, le Président de l'Université de Bordeaux,

Date, Signature :

Titre : Evaluation de l'adaptation marginale de couronnes céramo-céramiques par microtomographie à rayon x.

Résumé : *Introduction :* L'arrivée des caméras intra-orales dans la pratique quotidienne des dentistes a permis de faire évoluer leur pratique. Avec une empreinte optique, il est possible de réaliser les prothèses directement au cabinet dentaire, grâce à des logiciels de modélisation et des usinages. Ce procédé est appelé CFAO (Conception Fabrication Assistée par Ordinateur directe en Français). Il existe de nombreux matériaux usinables sur le marché, et cette étude a pour but d'en comparer 2, le disilicate de lithium (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent) et le silicate de lithium enrichi en dioxyde de zirconium (Suprinity, Vita-Zahnfabrik), en mesurant l'adaptation marginale de couronnes usinées avec ces matériaux. *Matériel et méthode :* Réalisation de 10 empreintes avec la CondorScan, puis design et usinages des 10 couronnes réparties en 2 groupes (n=5), un groupe de couronnes faites en IPS e.max CAD et l'autre en Suprinity. Les mesures du hiatus marginal et du défaut marginal absolu sont réalisées avec la technique de microtomographie à rayon x, en 20 points pour chaque échantillon. *Résultats :* Il y a une différence significative entre l'adaptation des 2 groupes de couronnes. Pour le hiatus marginal et le défaut marginal absolu des couronnes IPS e.max CAD les résultats sont de $51.59 \pm 30.04 \mu\text{m}$ et $118.18 \pm 46.75 \mu\text{m}$, alors que pour les couronnes en Suprinity ils sont de $67.01 \pm 38.42 \mu\text{m}$ et $138.85 \pm 47.31 \mu\text{m}$ en moyenne. Ces résultats sont cependant cliniquement acceptables. *Conclusion :* Les couronnes en IPS e.max CAD ont une meilleure adaptation que celles en Suprinity.

Mots clés : adaptation marginale, hiatus marginal, défaut marginal absolu, microtomographie à rayon x, CFAO, couronnes céramo-céramiques

Title : Evaluation of the marginal fit of (all-ceramic crowns) lithium disilicate and zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic by micro-CT.

Abstract : *Introduction :* The growing use of intra-oral scanner in everyday dental work has enabled dentists to develop their practice. Based on the digital impression it is possible to produce prosthetics chairside with the CAD/CAM technologie (computer-aided design/computer-aided manufacturing). There is a large choice of ceramics on the market which can be used to produce crowns. This study aims to compare two of them by measuring their marginal adaptation : lithium disilicates (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent) and zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic (Suprinity, Vita-Zahnfabrik). *Material and methods :* 10 digital impressions are made with the intra-oral scanner CondorScan, and 10 crowns are fabricated, 5 are in IPS e.max CAD, 5 in Suprinity (n=5). Then, 20 measurements of the marginal gap and the absolute marginal discrepancy are made on each sample with micro-CT. *Results :* There is a significance difference between the two groups of crowns. The mean results for the IPS e.max group of crowns are $51.59 \pm 30.04 \mu\text{m}$ for marginal gap and $118.18 \pm 46.75 \mu\text{m}$ for absolute marginal discrepancy, while those of the Suprinity group are $67.01 \pm 38.42 \mu\text{m}$ and $138.85 \pm 47.31 \mu\text{m}$. Results are, however, clinically acceptable. *Conclusion :* Crowns made with IPS e.max ceramic have a smaller marginal gap.

Keywords : marginal fit, absolute marginal discrepancy, marginal adaptation, marginal gap, all-ceramic crowns, CAD/CAM, micro-CT