



# REMERCIEMENTS

**A Madame le Professeur Anne-Marie MUSSET**

Professeur des Universités

Chef du Pôle de Médecine et de Chirurgie bucco-dentaire,

Responsable des Consultations d'Accueil Santé Urgence,

Responsable de l'Unité Fonctionnelle de Radiologie.

-STRASBOURG-

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter la présidence de ce jury de thèse.

Pour vos enseignements dispensés tout au long de mes études et votre disponibilité.

Veillez recevoir le témoignage de ma gratitude et de mon plus profond respect.

**A Madame le Professeur Béatrice WALTER**

Professeur des Universités,  
Chef du Département de Prothèses,  
Praticien Hospitalier

-STRASBOURG-

Pour m'avoir fait l'honneur de siéger dans mon jury.

Pour la qualité de vos enseignements et votre accessibilité,

Veillez accepter mes plus profonds remerciements et tout mon respect.

**A Monsieur le Docteur Olivier ETIENNE**

Maître de Conférences

Docteur en Chirurgie Dentaire,

Praticien Hospitalier au Département de Prothèses.

-STRASBOURG-

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter la direction de cette thèse.

Pour vos enseignements et vos conseils tout au long de mon cursus.

Je vous fais part de ma reconnaissance pour la précision avec laquelle vous m'avez aidé et guidé vers l'aboutissement de ce travail.

Je vous adresse mes sincères remerciements pour m'avoir suivi dans l'élaboration de cette thèse.

**A Monsieur le Docteur Xavier VAN BELLINGHEN**

Docteur en Chirurgie Dentaire,  
Assistant Hospitalier au Département de Prothèses.

-STRASBOURG-

Pour m'avoir fait l'honneur de siéger dans mon jury.

Pour vos enseignements et vos conseils tout au long de mon cursus.

Veillez recevoir ma gratitude et mon respect.

**A Monsieur le Docteur Paul GERMAIN**

Docteur en Chirurgie Dentaire,  
Attachés au Département de Prothèses.

-STRASBOURG-

Pour m'avoir fait l'honneur d'être membre invité de ce jury.  
Veuillez recevoir ma gratitude et mon respect.

**A ma mère**, pour son soutien même si cela a été parfois difficile.

**A ma sœur et à mon frère**, qui ont toujours été là pour moi. Merci Christian pour ton aide précieuse dans l'utilisation de certains logiciels et pour les moments de décompressions chez toi.

**A Iseulys**, pour m'avoir apporté ton aide et ton soutien. Tes compétences en anglais, en traitement de texte et en orthographe m'ont beaucoup aidé.

**A Charlotte**, pour sa patience avec moi et mon frère.

**A David** pour la 205 et etc..

**A Louis ou Luis Wasser** pour toutes ces belles excursions et en espérant que cela ne s'arrête pas.

**A Boris, Xavier, Bachus, Aude, Arnaud, Henri, Agathe, Camille, Niko, Takeda, Romain, Joseph, Benjamin, Thiébaud, Guilhem, Bruno, Vincent, Guinness.**

**A mes copains de promos, de bars et à tous ceux que j'oublie.**

**Au Laboratoire FLECHER, au Laboratoire WATZKI et au Docteur BERRUET** pour la mise à disposition de leurs scanners.

UNIVERSITE DE STRASBOURG

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2016

N°15

## THESE

Présentée pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire  
le 26 avril 2016

par

**FLONCK François**

Né le 06 Octobre 1988 à SCHILTIGHEIM

**L'empreinte optique: étude comparative de la répétabilité  
intra-système**

Président : Professeur MUSSET Anne-Marie

Assesseurs : Professeur WALTER Béatrice

Docteur ETIENNE Olivier

Docteur VAN BELLINGHEN Xavier

Membre invité : Docteur GERMAIN Paul

# Sommaire

Introduction.....	1
I. Méthode de numérisation en CFAO dentaire: l'empreinte optique .....	3
A. Présentation générale.....	3
1. Historique .....	5
a. Genèse de l'empreinte optique en odontologie durant les années 1970	5
b. Développement: les années 1980 à 1990.....	6
c. Vulgarisation: de la fin des années 1990 à nos jours.....	7
2. Généralités .....	9
3. Composition d'un système d'empreinte optique .....	10
a. Une source lumineuse .....	10
b. Capteur ou récepteur .....	10
c. Convertisseur.....	11
d. Système informatique .....	11
B. Les technologies de capture optique .....	11
1. Les techniques par triangulation .....	12
a. La triangulation passive .....	12
b. La triangulation active .....	13
i. Triangulation par projection d'un point .....	14
ii. Triangulation par projection d'une ligne .....	15
iii. Triangulation par projection d'un masque .....	16
c. Méthode indirecte en lumière active ou structurée.....	17
i. Moiré optique .....	18
ii. Moiré électronique .....	19
2. Le balayage parallèle confocal .....	20
3. Méthode de focalisation/défocalisation non colinéaire ou AWS (active Wavefront Sampling).....	22

C.	Limites et causes d'imprécision en empreinte optique .....	24
1.	Respect du principe de préparation.....	24
2.	Manipulation de la caméra intra-buccale.....	24
3.	Isolement de la salive.....	24
4.	Ouverture buccale.....	25
5.	La situation des limites et l'état du parodonte.....	25
6.	Le choix du mode d'enregistrement .....	25
7.	Le poudrage (coating en anglais).....	26
D.	Les avantages de l'empreinte optique en comparaison à l'empreinte conventionnelle .....	27
1.	Ergonomie et confort du patient .....	27
2.	Communication .....	27
3.	Visualisation directe des préparations dentaire et de l'occlusion.....	28
4.	Diminution des risques d'erreur et précision.....	28
II.	Etude scientifique de la répétabilité de l'empreinte optique.....	30
A.	Matériels et méthodes.....	31
1.	Modèle étalon.....	31
a.	Origine .....	31
b.	Justification du choix du modèle .....	32
2.	Les systèmes de scannage étudiés .....	33
a.	Les systèmes intra-oraux.....	33
i.	Le système Trios.....	33
ii.	Le système ITerio:.....	34
iii.	Le système CerecBluecam.....	34
iv.	Le système Apollo DI.....	35
v.	Le système Planscan.....	35
b.	Les systèmes de laboratoire .....	36

i.	Le système D700 .....	36
ii.	Le système Imetric D104: .....	36
c.	Synthèse des systèmes intra et extra-oraux testés.....	37
3.	Le logiciel de métrologie.....	38
4.	Méthode .....	38
a.	Réalisation des empreintes (in vitro).....	38
b.	Analyse des données numériques .....	39
c.	Analyse statistique .....	40
B.	Résultats.....	41
1.	Scanners de laboratoire .....	41
a.	D700 - Labo Watzki .....	41
b.	Imetric D104 Labo Flecher.....	42
2.	Scanners intra-oraux.....	43
a.	Trios 3Shape.....	43
b.	Planscan de Planmeca .....	44
c.	CerecBluecam .....	45
d.	Appolo Di .....	46
3.	Analyse des résultats .....	46
a.	Statistiques descriptives .....	46
b.	Statistiques analytiques .....	49
C.	Discussion .....	51
1.	Méthode .....	52
2.	Test de répétabilité.....	53
3.	Influence et conséquence des technologies utilisées et du poudrage .....	53
4.	Précision de l'empreinte optique .....	54
III.	Conclusion .....	56
IV.	Annexe.....	58

V.	Index des figures .....	60
VI.	Index des tableaux.....	62
VII.	BIBLIOGRAPHIE .....	63

## Introduction

Il y a déjà 40 ans, des précurseurs, dont un français le Docteur François Duret, inventaient la CFAO dentaire (Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur). Cette technique a, depuis, beaucoup évolué et s'est installée progressivement dans notre profession. Elle trouve désormais sa place dans toutes nos spécialités et offre de nouvelles perspectives de traitement. La CFAO est aujourd'hui omniprésente dans les salons dentaires internationaux et nationaux. Sa part d'exposition lors de ces événements augmente chaque année et l'offre matérielle spécifique ne cesse de croître.

La CFAO dentaire a permis d'améliorer la précision, la reproductibilité et la diversité des matériaux disponibles pour les réalisations prothétiques(1). De nombreux laboratoires se sont équipés d'une solution de CFAO, ce qui invite les praticiens à s'intéresser à l'empreinte optique afin de s'affranchir de l'empreinte classique et ainsi d'entrer directement dans le flux numérique.

L'empreinte est une étape clé du travail prothétique et c'est le premier maillon de la chaîne technique permettant la réalisation de la prothèse dentaire. Elle permet de transmettre des informations intra-buccales au technicien de laboratoire. L'empreinte, qui jusqu'alors nécessitait un support physique, se voit dématérialisée, elle est désormais numérisée.

Avec l'augmentation de l'usage des caméras d'empreinte optique dans notre profession, les informations données par ces empreintes doivent être les plus fidèles possible. En effet si nous voulons supprimer la méthode conventionnelle, elles doivent être au moins de la même qualité, et tout aussi précises(2). Dans de nombreux cas cliniques, quand le dentiste prend une empreinte conventionnelle, ses gestes ainsi que la complaisance du patient vont affecter le résultat final de l'empreinte. De plus certains facteurs comme la déformation des matériaux à empreinte, ou l'expansion des modèles en plâtres, sont inévitables. L'empreinte optique semble offrir une bonne alternative à ces problèmes(3).

Dans une première partie, nous allons nous intéresser à la méthode de numérisation en CFAO dentaire: l'empreinte optique. Nous allons décrire son fonctionnement, ses avantages et ses limites.

Dans une seconde partie, nous allons présenter une étude scientifique originale et personnelle sur la répétabilité de l'empreinte optique. Dans celle-ci nous avons utilisé un modèle étalon numérisé par deux scanners de laboratoire et cinq scanners intra-oraux. Les empreintes ont été répétées dix fois au sein d'un même système puis ont été comparées entre elles afin de déterminer la fiabilité de celui-ci. Notre hypothèse scientifique était qu'il n'y avait pas de différence de répétabilité entre les empreintes issues d'un même système et qu'aucune différence n'existait entre les systèmes de laboratoires et les scanners intra-oraux.

# I. Méthode de numérisation en CFAO dentaire: l'empreinte optique

## A. Présentation générale

L'abréviation CFAO signifie Conception et Fabrication Assistées par ordinateur. En anglais, la CFAO se dit CAD-CAM (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing). En dentisterie, la CFAO regroupe toutes les étapes permettant de réaliser une prothèse dentaire via une chaîne numérique. Les trois étapes de cette chaîne sont :

- l'acquisition numérique en 3D, la numérisation
- la conception assistée par ordinateur, C.A.O.
- la fabrication assistée par ordinateur, F.A.O (4)

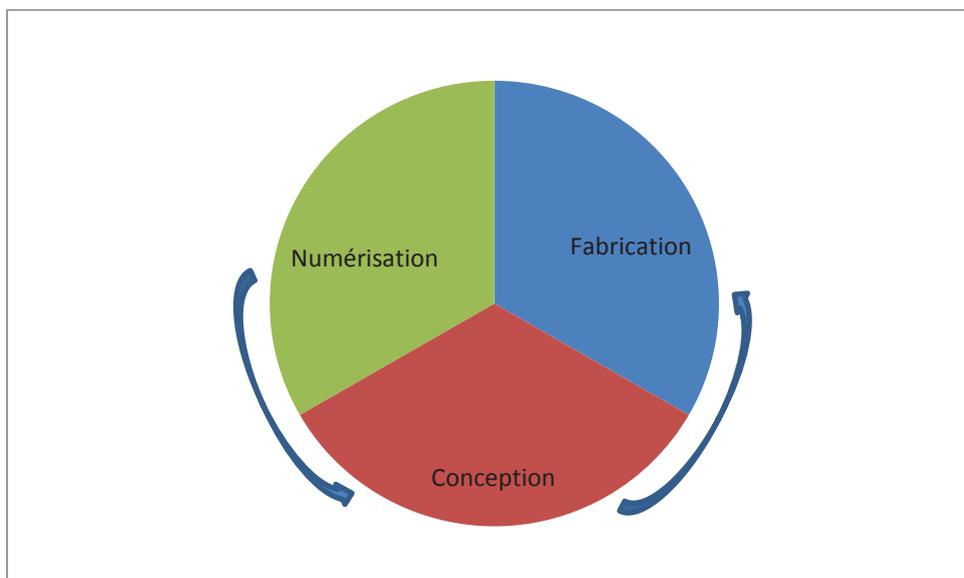


Figure 1 Etape de la chaîne CFAO

La première étape de numérisation est réalisée grâce à un scanner, et peut avoir lieu directement en bouche ou indirectement au laboratoire à partir des informations issues d'une empreinte classique. La deuxième étape est une modélisation informatique de la prothèse assurée par un logiciel ou software de conception. L'étape de F.A.O. est réalisée grâce à des équipements à commande

numérique qui vont fabriquer la future prothèse (5). Ils fonctionnent soit par usinage (soustraction), soit par une technique de prototypage (addition) (6).

On distingue trois types de CFAO(5):

- la CFAO directe ou "chair-side" : les trois grandes étapes de la CFAO se font au sein du cabinet dentaire.
- la CFAO semi-directe: l'empreinte optique intra-buccale est réalisée par le praticien et est envoyée à un laboratoire. Dans ce système la caméra optique est perçue comme "un porte empreinte électronique".
- la CFAO indirecte : elle est réalisée au laboratoire, le prothésiste va alors scanner soit directement l'empreinte, ou le modèle de travail issu d'une empreinte conventionnelle.

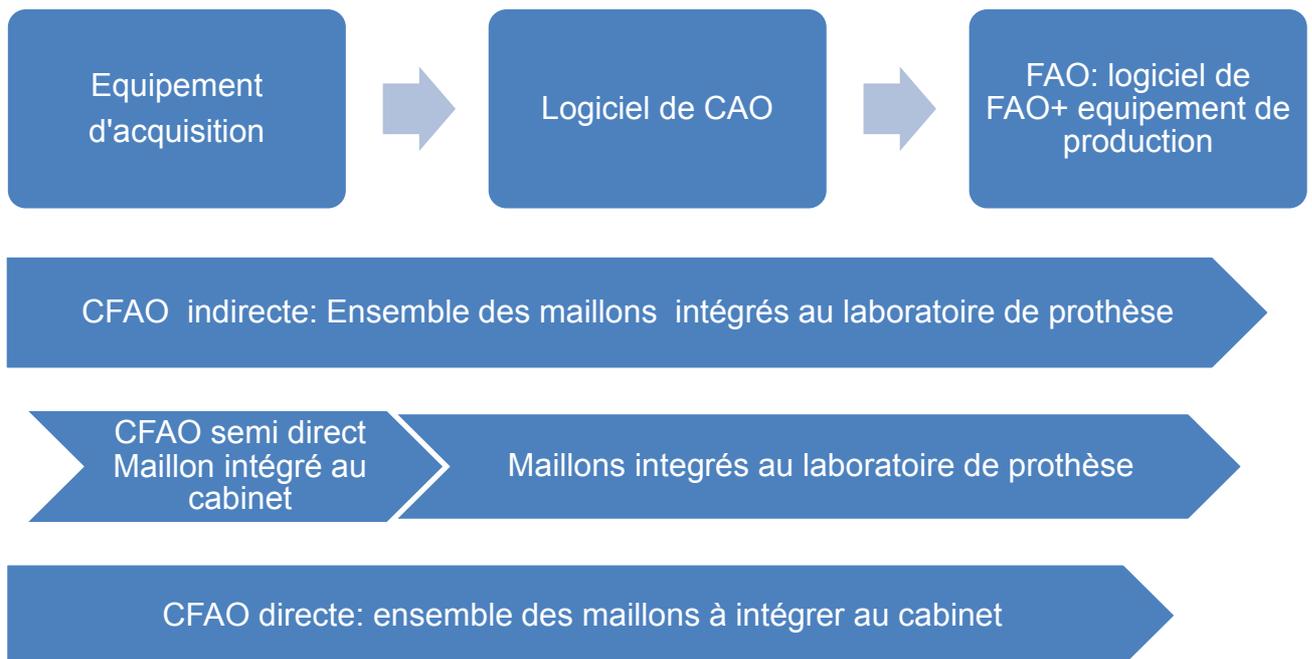


Figure 2 Les différents types de CFAO

## **1. Historique**

Afin de comprendre les différents systèmes, leurs évolutions, ainsi que leur fonctionnement, il semble nécessaire d'en connaître les origines historiques. Cette partie s'inspire des articles de François DURET(7).

### **a. Genèse de l'empreinte optique en odontologie durant les années 1970**

En France, au début des années 1970, François DURET, qui travaillait sur des projets en rapport avec l'holographie sous la direction du Professeur Jacques DUMAS à la faculté de sciences de Lyon, prenait conscience du décalage entre ces technologies et la méthode de prise d'empreinte en bouche qu'il apprenait parallèlement pendant ses études d'odontologie.

Trois ans plus tard, en 1973, il dépose une thèse de deuxième cycle intitulée "l'empreinte optique", dans laquelle sont décrits toutes les techniques utilisées en C.F.A.O.: la lecture tridimensionnelle par interférométrie, la conversion analogique-digital, la modélisation informatique avec l'utilisation de dents théoriques pour concevoir l'intrados et l'extrados, les commandes numériques des machines outils et l'usinage par soustraction (fraisage, électroérosion) ou par addition (électrodéposition)(8).

Dans le même temps aux Etats-Unis, B. ALTSHULER s'inspirant des travaux de LANG et CRAIG sur l'élasticimétrie réalise les premiers hologrammes de dents, et évoque la possibilité de réaliser des prothèses dentaires dans un rapport interne de quelques lignes à l'U.S. Navy.

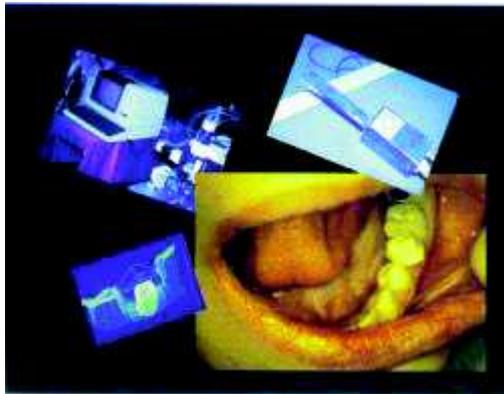
En 1979, l'équipe de F. DURET abandonne l'holographie au profit de l'interférométrie basée sur l'effet moiré. Au même moment apparaissent les premiers capteurs CDD améliorant la conversion du rayon optique en signal numérique.

## **b. Développement: les années 1980 à 1990**

A cette époque, seulement deux pays s'impliquent dans la CFAO dentaire: La France et les Etats-Unis.

En 1981, aux Etats-Unis, YOUNG et ALTSHULER étudient également les applications de l'holographie à la dentisterie, puis s'orientent vers l'interférométrie par masque à pas variable(9), sur laquelle il dépose un brevet qui servira de base aux systèmes de prise d'empreinte optique. Cette technologie est utilisée par la plupart des scanners de laboratoire et le système Cerec.

En 1983, dix ans après sa thèse, aux entretiens de Garancières, François DURET et son équipe offrent une première démonstration de l'empreinte optique en publique, suivi en 1985 par une présentation à l'A.D.F (Association Dentaire de France). Après sa démonstration à l'A.D.F. et grâce à la P.M.E de J.-P. Hannequin, le système François Hensson est développé puis commercialisé en 1987, permettant de réaliser couronne, bridge, inlays et onlays.



*Figure 3 Démonstration CFAO à l'ADF en 1985 (10)*

En 1981, une équipe suisse composée de 2 scientifiques Werner MÖRMAN et Marco BRANDESTINI se basant sur les travaux d'ALTSHULER développe un système concurrent, " the cerec lemon" capable de réaliser l'intrados d'un inlay, de l'empreinte à l'usinage. Ce système est alors révolutionnaire et rattrape l'avance de l'équipe de F. DURET. Grâce au moyen logistique et financier de la firme SIEMENS cela aboutit à la commercialisation du système Cerec Mark 1 en 1988. Ce qui

entraînera la disparition du système français par manque de soutiens financiers en 1993, les ingénieurs rejoignant alors la concurrence.

### **c. Vulgarisation: de la fin des années 1990 à nos jours**

Au début des années 1990, ne fleurissaient pas moins de sept nouveaux systèmes de C.F.A.O dentaire, les machines mises progressivement sur le marché, étaient surtout destinées aux laboratoires de prothèses.

En effet, suite à la disparition du système français, le Cerec restait le seul système direct commercialisé (système dit "chairside"). Il poursuivait son évolution, financé grâce au groupe Sirona: Cerec 2 en 1993, Cerec 3 en 2000, Cerec AC Blue Cam en 2009. A la fin de l'année 2010, plus de 30 000 Cerec ont ainsi été vendus à travers le monde.[8]

Au Japon en 1998, la société GC, avec le soutien de NIKON sort un nouveau système le GN1 destiné à la C.F.A.O tout laboratoire.



*Figure 4 Système GN1 de la société GC*

C'est en 2005 que les premiers systèmes ouverts voient le jour avec l'apparition du langage de communication universel, le ".STL" (STereoLithography) permettant de faire communiquer des systèmes de différentes marques.

En 2010, malgré ces évolutions, la prise d'empreinte optique en bouche restait marginale, en Europe, seuls les systèmes commercialisés par Sirona la permettaient. Cependant pour des raisons d'optimisation de la chaîne précision, les systèmes directs représentent l'avenir car ils permettent la suppression du modèle en plâtre (11).

Depuis 2010, de nombreux systèmes d'empreinte directs ont vu le jour:

- en 2010, les systèmes iTero (disponibles depuis 2007 aux Etats-Unis (Cadent/Straumann)) ainsi que Lava C.O.S (3M/ESPE),
- en 2012 la Trios (3shape) et l'OMNICAN (SIRONA),
- en 2013, l'Appolo Di,
- puis en 2014 la Planscan.

Aujourd'hui une quinzaine de scanners intra-oraux permettent la prise d'empreinte intra-orale au cabinet dentaire(12).



Figure 5 Présentation des différentes caméras depuis 2010  
5a Camera Planscan, 5b : Unité 3shape, 5c : Kart Lava Cos, 5d : kart i-Tero (13)

## 2. Généralités

Dans un premier temps il nous faut définir le principe du scanner tridimensionnel. Il s'agit d'un appareil qui analyse un objet et son environnement proche pour recueillir des informations précises sur sa forme.

Ce modèle pourra être représenté dans un système de type euclidien où l'espace est défini par trois axes orthogonaux.

Un scanner mesure le positionnement d'un échantillonnage de points dans un système de coordonnées (nuage de points) de la surface d'un sujet pour ensuite extrapoler la forme à partir de leur répartition ; ce procédé est appelé une reconstruction tridimensionnelle. L'image produite est basée sur une série de données composées des coordonnées positionnant chacun des points échantillonnés par rapport au scanner (14).

L'ensemble des systèmes utilisés dans le cadre de l'empreinte intra-buccale sont sans contact, en effet contrairement aux technologies dites traditionnelles comme les méthodes chimico-manuelles, elles ne nécessitent pas un contact direct avec l'arcade dentaire ou les préparations [12].

Les données collectées par de tels systèmes d'empreinte permettent une modélisation en trois dimensions de cet objet après traitement informatique. Il y a donc deux phases pour obtenir une image tridimensionnelle, une phase d'acquisition de données permettant d'obtenir un nuage de points, et une phase de rétro-conception (reverse engineering) permettant de reproduire une pièce sous forme d'un modèle en relief (5).

Il existe cependant plusieurs modes d'acquisition des informations qui peuvent être obtenues soit par un balayage lumineux (numérisation en continue), soit par une prise successive de clichés (technique d'acquisition image par image), chacune ayant ses avantages, ses limites et ses coûts(15).

On distingue donc d'une part les systèmes dit "type point and clic" qui acquièrent des images une par une et qui utilisent un logiciel pour assembler les différentes images ensemble, afin d'obtenir un modèle tridimensionnel.

D'autre part, la technologie dite "full motion" permet un scannage en flux continue, compilant les coordonnées instantanément(16).

### **3. Composition d'un système d'empreinte optique**

Il y a quatre éléments de base nécessaires au fonctionnement d'une caméra d'empreinte optique : un ou plusieurs émetteurs (source lumineuse), des capteurs, des convertisseurs et un système informatique (17).

#### **a. Une source lumineuse**

La source lumineuse est une source électromagnétique, qui correspond au faisceau incident. Elle peut être de deux natures:

- cohérente : même fréquence et même relation de phase (ex. laser)
- incohérente mais chromatiquement connue : les différentes longueurs d'onde la composant sont connues(18)

La gamme d'onde ne doit correspondre, à aucune couleur présente en bouche.

#### **b. Capteur ou récepteur**

Le dispositif actuellement utilisé par l'ensemble des systèmes, est un récepteur de type CDD (charge coupled device) ou DTC (dispositif à transfert de charge). Il permet de transformer l'image photonique en signal électronique (système de lecture).

Il est composé en sa surface d'une plaque photoconductrice et d'électrodes disposées en trame définissant un grand nombre de points d'analyse chargés en électricité: les pixels. Chaque pixel est un puits de potentiel ayant une charge au repos. Les photons venant frapper la surface photosensible, vont créer une

différence de potentiel qui est mesurée et permettant de connaître l'intensité du rayon incident (19).

### **c. Convertisseur**

Le signal est ensuite amplifié, puis numérisé par un convertisseur analogique-numérique. Il permet de transformer la perturbation analogique acquise par le capteur, en données numériques.

### **d. Système informatique**

Il permet d'appliquer des filtres et de réaliser un traitement de l'image grâce à des algorithmes. Les données sont alors codées :

- soit au format STL (StereoLiThographic), il s'agit d'un format standard, universel. Il ne décrit que la géométrie de surface d'un objet en trois dimensions.
- soit dans un format propre au fabricant, les données ne peuvent donc pas être échangées universellement (exemple : .dxd pour les caméras du système CEREC ; .dcm pour les systèmes 3SHAPE).

On distingue alors les systèmes ouverts, le système peut exporter et importer à chaque étape des fichiers compatibles avec d'autres systèmes c'est-à-dire au format STL. Sinon on parle de système fermé, les formats sont cryptés et ne peuvent pas être exploités sur des systèmes concurrents(20).

## **B. Les technologies de capture optique**

Dans le marché dentaire, il existe aujourd'hui principalement trois types de technologies de capture optique disponibles(21):

- la triangulation
- le balayage parallèle confocal
- l'Active Wavefront Sampling

## **1. Les techniques par triangulation**

C'est une technique sans contact permettant de collecter des informations sur l'état de surface en trois dimensions d'un objet (ses coordonnées X;Y;Z). Cette catégorie regroupe tout un ensemble de méthodes basées sur l'utilisation d'une source d'émission et d'un capteur formant un triangle avec l'objet à numériser(17).

La triangulation est dite passive quand elle utilise le flux lumineux ambiant (lumière naturelle). Elle est dite active quand un rayon lumineux est projeté sur un objet (un point, une ligne, un motif 2D)(22).

### **a. La triangulation passive**

Cette technique utilise uniquement un ou plusieurs systèmes d'acquisition de l'image, il n'y a aucun rayon lumineux qui est émis par la caméra. Le système est basé sur la réflexion du flux lumineux ambiant (17).

C'est le principe de la stéréoscopie (fonctionnement de la vision humaine): deux caméras dont la position et l'angulation sont connues font l'acquisition d'une même scène. A partir de ces deux points de vue différents, on peut alors extraire une information de profondeur grâce à un algorithme basé sur le principe de la géométrie épipolaire (23).

Ce système est peu coûteux, son principe de fonctionnement est simple mais cependant, seul les cibles ayant un contraste important et des arrêtes bien définis peuvent être mesurées avec précision(24).

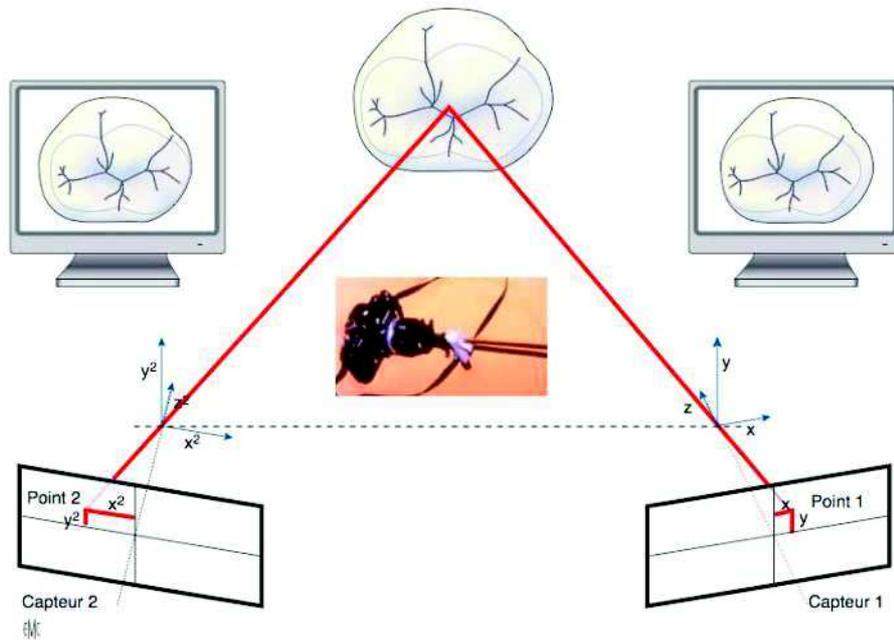


Figure 6 Schéma représentatif de la triangulation sans lumière structurée (17)

### b. La triangulation active

Elle se distingue de la technique passive car un éclairage structuré participe à la reconstruction tridimensionnelle de l'objet, il remplace une des deux caméras. Des motifs connus sont projetés sur l'objet et permettent de remonter à la profondeur par simple trigonométrie (17).

La lumière laser étant une lumière monochromatique, elle permet de créer un plan lumineux éclairant une tranche de la scène en passant à travers une lentille cylindrique. Le faisceau lumineux généré par un laser (Figure 7) est dévié par un miroir, avant d'être projeté sur l'objet-cible. La lumière émise va alors être réfléchiée, déviée puis captée par le récepteur (23).

Les points lumineux apparaissent dans le champ du capteur, à des positions variables selon la distance les séparant de la source lumineuse.

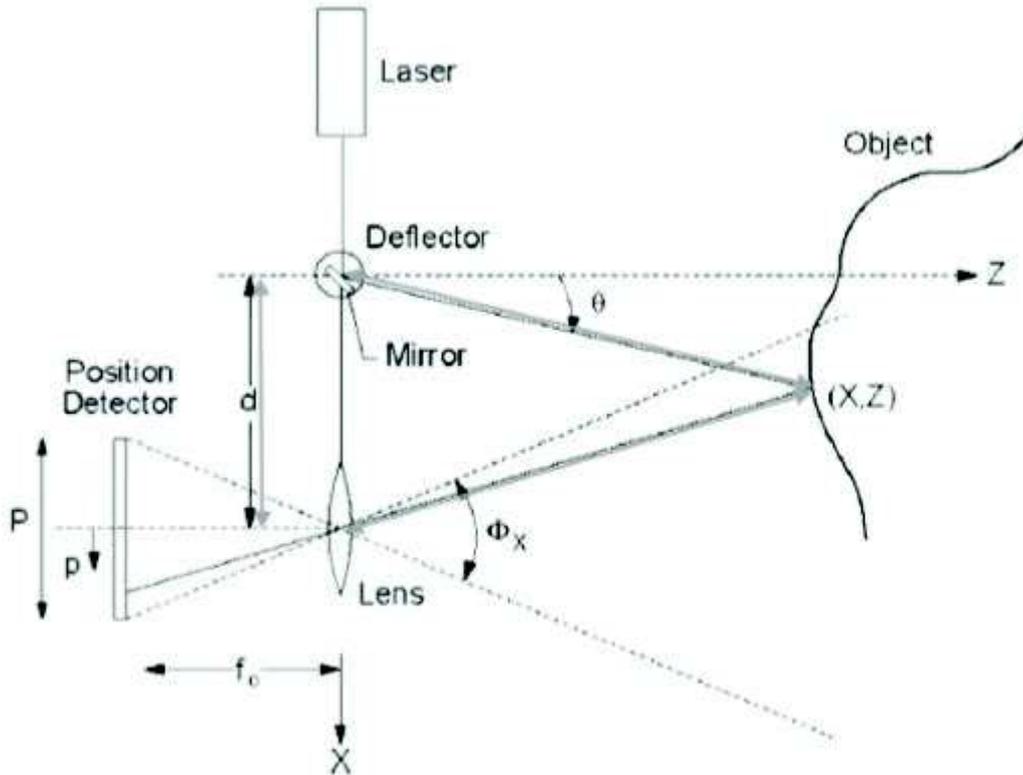


Figure 7: Méthode de triangulation active en 2D (24)

Comme l'illustre la figure 7, soit  $z$  la valeur de profondeur recherchée pour un point,  $f_0$  la distance focale de la caméra, c'est à dire la distance entre le centre de projection et le plan de projection (détecteur de position),  $p$  la projection sur le détecteur de position de la caméra,  $\Theta$  l'angle de rotation du miroir par rapport à l'axe  $Z$  et  $d$  la séparation entre le centre de projection de la caméra et le miroir rotatif (source laser). On peut en déduire par une équation de trigonométrie, la coordonnée du point  $z$ . C'est ce principe géométrique qui est appelé triangulation active(25).

Les diverses méthodes de triangulation peuvent être classées suivant le type de motif lumineux projeté (point, ligne, motif en 2D)(17)

i. Triangulation par projection d'un point

Il s'agit de la méthode initiale. A l'aide d'un laser, un point est projeté sur l'objet à numériser et acquis par la caméra. Le système étant préalablement calibré, l'orientation et l'inclinaison spatiale de la caméra et du laser sont connues. Ceci

permet, par triangulation, de déterminer la distance entre la caméra et l'objet au niveau du point projeté. Le travail se fait point par point, un nombre très élevé de points est à acquérir afin d'obtenir une reconstruction acceptable. Cette technique n'est pas utilisable en bouche (17).

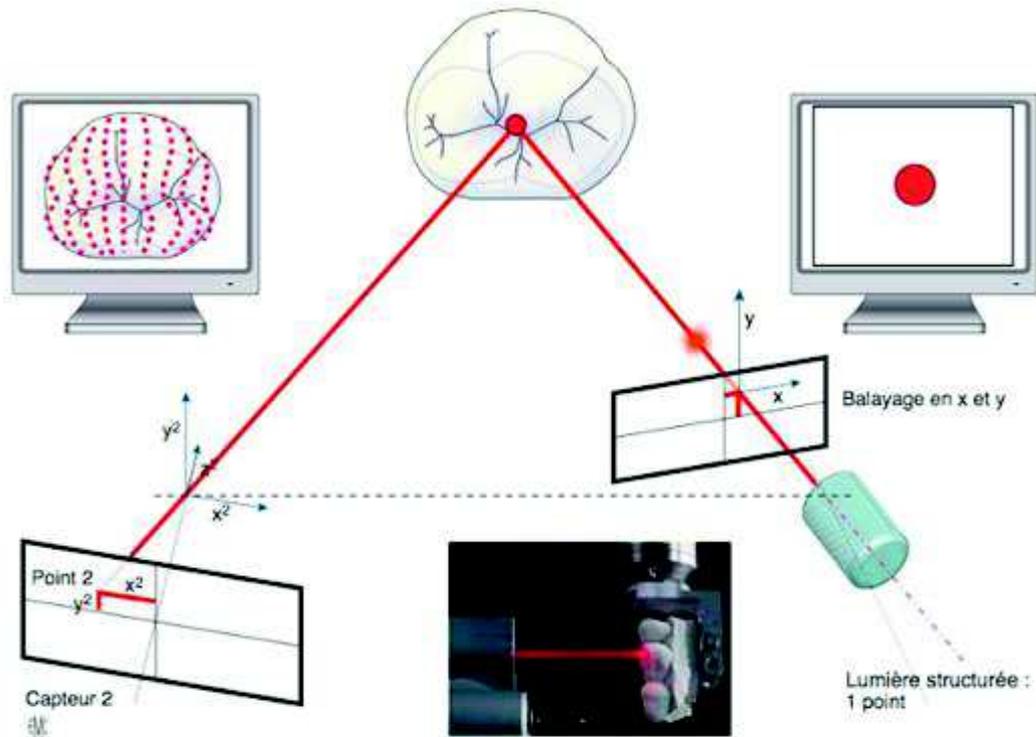


Figure 8 Schéma représentatif de la méthode de mesure par projection d'un point (17)

## ii. Triangulation par projection d'une ligne

Le principe reste le même, mais le système, afin d'accélérer la procédure d'acquisition, projette une ligne (projection de point rapprochés) en continue et balaye la surface de l'objet. Mais contrairement à la technique par projection d'un point, les relations de triangulation ne sont plus utilisées pour déterminer la profondeur mais une étude de la déformation de la ligne par l'objet permet de remonter à cette information.

Cette technologie est plus rapide que le balayage par projection d'un point, mais ne l'est pas encore assez pour une utilisation en bouche (17).

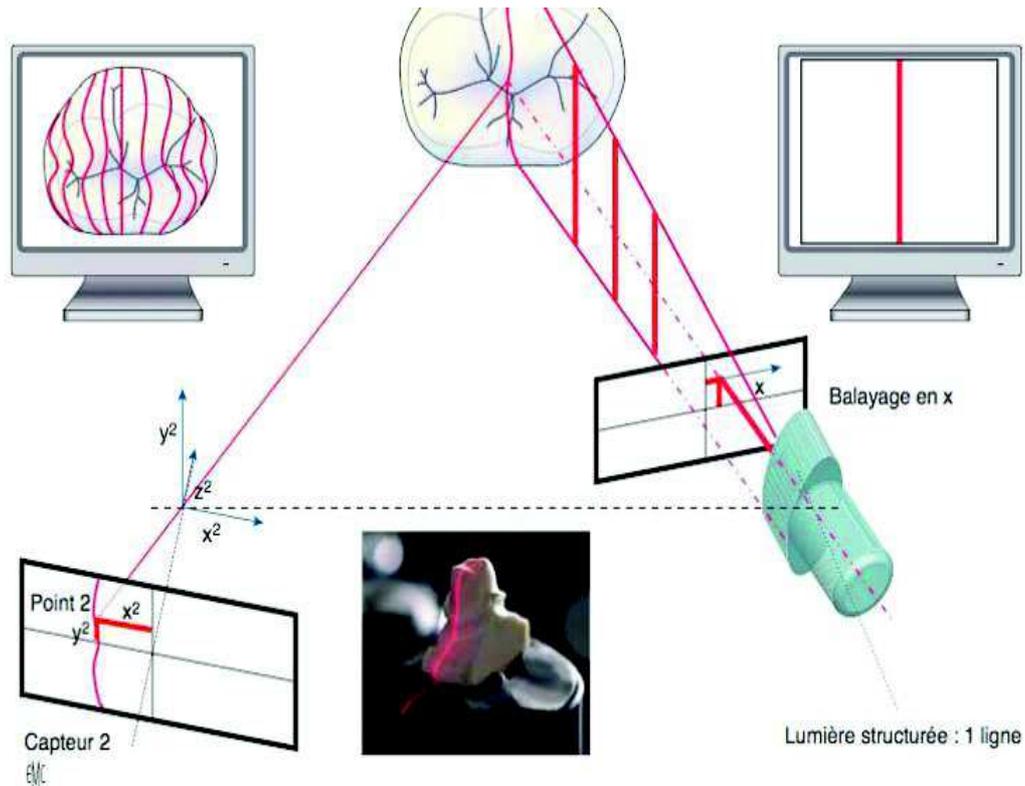


Figure 9 Schéma représentatif de la méthode par projection d'une ligne en triangulation par lumière structurée (17)

### iii. Triangulation par projection d'un masque

C'est la méthode de triangulation la plus aboutie. Elle est rapide mais nécessite la fixité de l'objet par rapport au système de lecture.

On projette un ou plusieurs motifs lumineux permettant de recouvrir entièrement l'objet observé. La géométrie de la scène est obtenue en analysant les déformations du motif lumineux, capturées par la caméra, par rapport au motif d'origine(26). Nous obtenons de cette manière un nuage de points de l'objet, directement, sans déplacer la tête de lecture.

En dentisterie, c'est un faisceau lumineux cohérent de lignes parallèles et régulières qui est projeté formant une grille appelée « masque » ou « trame » à la surface de l'objet (bande sombre sur fond blanc). La projection d'un seul motif permet d'assigner à chaque pixel de l'image un bit binaire, par exemple, bit=1 si le

pixel est éclairé, 0 si le pixel est sombre. Un mot binaire est alors formé pour chaque point par la projection de plusieurs motifs de lumière espacés dans le temps. Un système de vibration piézoélectrique de la grille incidente permet de générer plusieurs images décalées d'une distance très faible et d'augmenter ainsi le rendement du système.

Cette technologie permet au scanner de capturer des images en 3D de l'objet-cible. Chaque image est en fait un nuage de plusieurs millions de points dont les coordonnées spatiales sont connues. Les données sont alors confrontées et assemblées informatiquement pour obtenir un fichier unique contenant l'intégralité des informations recueillies pendant le scan (17).

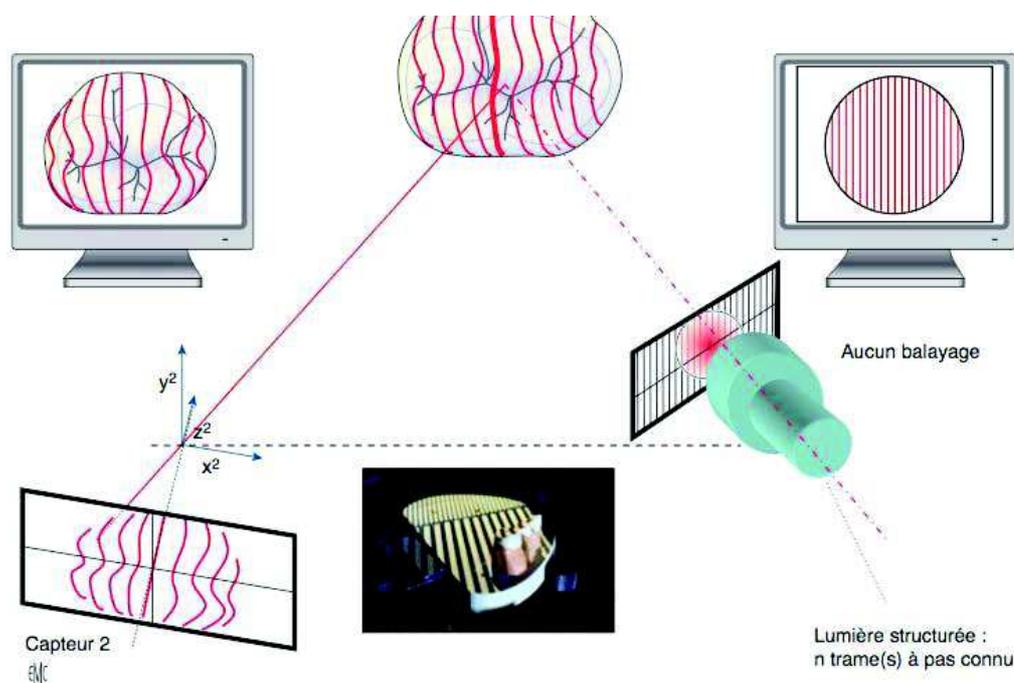


Figure 10 Schéma représentatif de la méthode de mesure par projection d'un masque en triangulation par lumière structurée (17)

### c. Méthode indirecte en lumière active ou structurée.

Le principe de ces méthodes consiste en la projection d'un réseau périodique sur la surface de l'objet analysée et de l'observer au travers d'un deuxième réseau.

Ce deuxième réseau peut être soit macroscopique (on parle de moirée optique), soit microscopique voire ondulatoire. On se rapproche dans ce cas des méthodes interférométriques. Dans les deux cas, par l'effet de l'interférence entre ces deux réseaux microscopiques, naît un phénomène ondulatoire macroscopique permettant de remonter indirectement, c'est à dire de manière relative, aux coordonnées x, y et z de chaque point observé sur la dent ou sur l'arcade.

Ces méthodes sont à rapprocher des méthodes de triangulation car le dispositif utilisé et en particulier le montage des éléments optiques se caractérisent encore par l'angulation entre l'émission et la réception des ondes lumineuses. En revanche, d'un point de vue purement mathématique cette méthode est différente de la triangulation dans le sens où l'information de la mesure en z est donnée par l'interférence de deux réseaux ondulatoires ou macroscopique projetés et observés sur l'objet(17).

#### i. Moiré optique

L'aspect moiré optique macroscopique est obtenu par superposition de deux réseaux ou grilles microscopiques neutres. C'est l'interférence lumineuse entre ces deux réseaux qui crée cet effet (8). Ce principe a été utilisé pour les deux premiers prototypes connus de caméras pour prise d'empreinte endo-buccal. C'est cette méthode qui fut utilisée par l'équipe de F. DURET aux entretiens de Garancière.

Ce montage optique a été remplacé car la précision de la méthode n'était pas suffisante (100 microns) et la qualité de la mesure dépendait trop de la couleur du modèle ou de la dent en bouche.

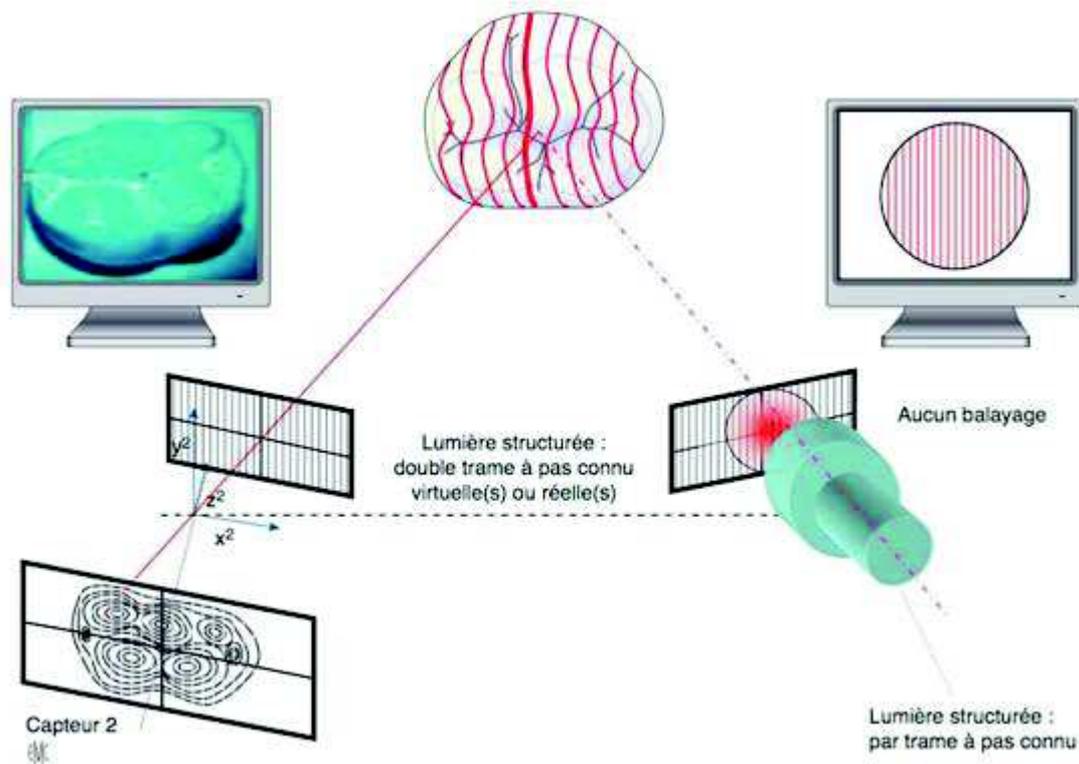


Figure 11 Schéma représentatif de la méthode de mesure par moiré optique (17)

## ii. Moiré électronique

Le moiré électronique ou interférence profilométrique est la méthode la plus utilisée en chirurgie dentaire (27).

Elle mesure la différence d'intensité lumineuse résultant du décalage de phase entre le rayon utilisé sur un plan de référence mémorisé dans la caméra (calibration) et la phase de ce même rayonnement quand celui-ci a été réfléchi par la cible. Cette différence de phase entre le rayon incident et le rayon réfléchi (différence d'intensité) permet de retrouver la distance entre le plan de référence et le plan objet. Il est alors possible grâce à un algorithme de retrouver la coordonnée  $z$  de ce point.

Cette technique permet de saisir le volume de l'objet en moins de 1/10ème de seconde avec une précision de quelques micromètres. Par ailleurs, elle est indépendante de la couleur du modèle et de la dent (17).

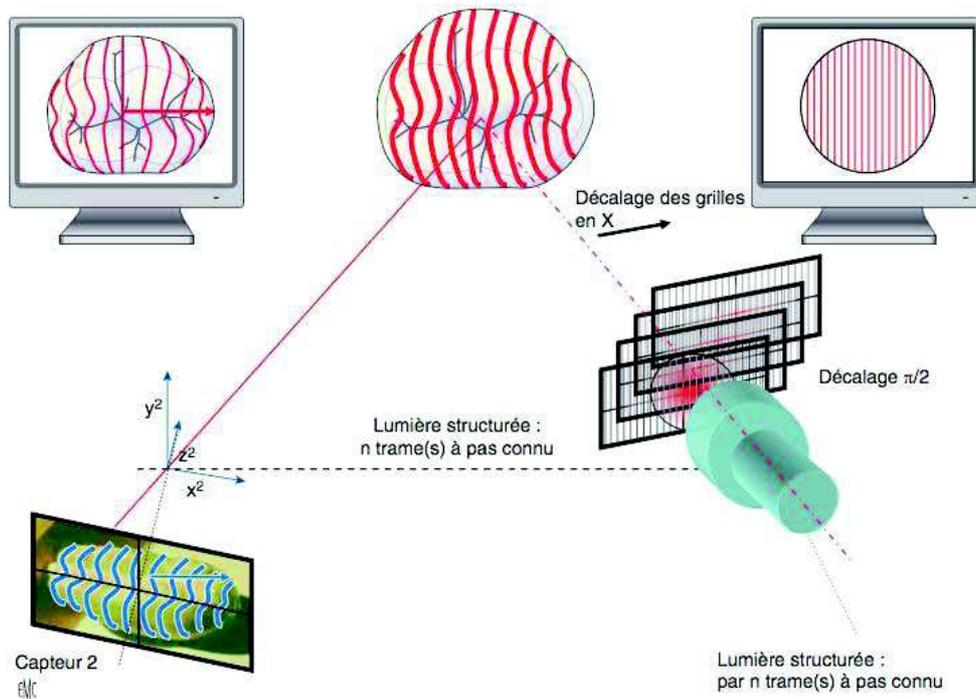


Figure 12 Schéma représentatif de la méthode de mesure par moiré électronique (17)

## 2. Le balayage parallèle confocal

Cette technique utilise la théorie de la lumière confocale. Son principe a été décrit par M. Minsky en 1961 (28) mais n'a cependant été amélioré que plus tard (années 1980) avec les progrès faits en informatique et en technologie laser(29).

La microscopie confocale parallèle utilise le scannage laser et optique pour reproduire numériquement la surface et le contour de l'organe dentaire.

En optique pour que l'image d'un point soit parfaitement nette, il faut que l'objet soit dans le plan focal du système optique, il est dit "in-focus". L'image des points dits "out of focal" (en dehors de ce plan de focalisation) apparaît flou dans le plan du détecteur. Dans cette technique on cherche donc à enregistrer les points "in-focus". Or la profondeur de champs du système est connue à chaque instant, donc quand un point est "in focus" on en déduit que sa distance est alors égale à la distance focale du système optique(30).

Le système peut modifier sa distance focale, en modifiant la taille d'ouverture du diaphragme. Pour une ouverture plus large, la profondeur de champs diminue.

Les images sont enregistrées par niveau de profondeur, puis reconstruite informatiquement.

Comme nous pouvons le voir sur la Figure 13 Principe de la microscopie confocale parallèle, le faisceau laser incident passe à travers un orifice (n°14), puis est concentré par une lentille (n°11) sur l'objet (100 000 à 300 000 points sont projetés sur la surface à enregistrer (n°22)). Le rayon réfléchi repasse à travers la lentille (n°11), puis à travers un diviseur de faisceau (n°17) qui ne laisse passer que les longueurs d'onde correspondant à celle du rayon incident. Cela permet de diminuer le bruit dû à la lumière ambiante. Le rayon lumineux passe alors à travers un trou d'épingle ("pinhole") (n°24) et est projeté sur le capteur CCD (n°28)(28).

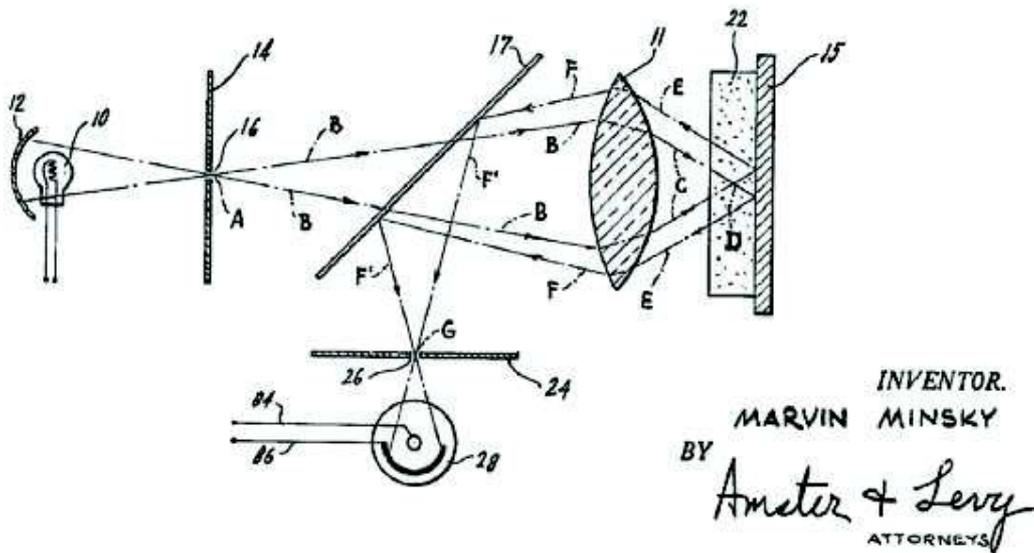


Figure 13 Principe de la microscopie confocale parallèle(28)

Le "pinhole" obstrue sélectivement la lumière qui ne provient pas du plan focal. Seuls les points situés dans le plan focal préétabli seront de forte intensité lors de leur réflexion sur l'objet visé, il s'agit de la lumière « confocale ». Ils seront alors intégrés par le récepteur CDD. En effet, la lumière provenant du plan au-dessus du plan de l'image est focalisée au-dessus du trou, et ne va donc pas passer, et réciproquement la lumière en dessous du plan de l'image se focalise avant et ne passe pas non plus, ces points sont alors détruits.

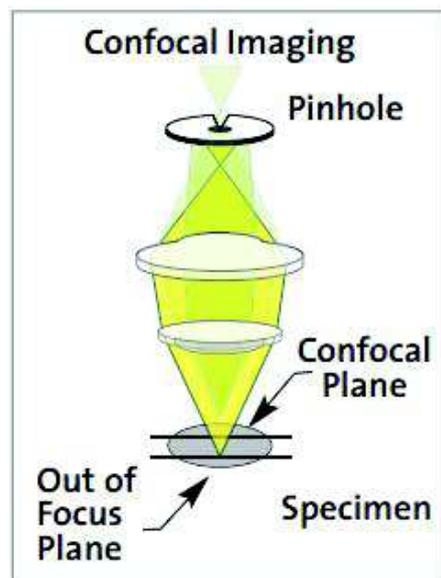


Figure 14 Méthode par imagerie parallèle confocale(31)

La caméra travaillant ainsi couche par couche sur 300 profondeurs focales, espacées d'environ 50 microns chacune. Cet espacement des couches détermine la résolution du système dans l'axe Z (32).

### **3. Méthode de focalisation/défocalisation non colinéaire ou AWS (active Wavefront Sampling).**

Cette technique a été développée en 2007 par une équipe du Massachusetts Institute of Technology (MIT Boston). Elle est dérivée de la défocalisation-focalisation dynamique décrit originellement en 1982 par ABRANSON puis par RIOUX en 1985(33).

Cette méthode consiste à projeter sur l'objet une tache de lumière au travers d'une lentille mobile dans l'axe optique, et de calculer le mouvement de cette lentille pour passer de la vue floue à la vue nette. Ainsi, dans l'hypothèse où la référence est correcte et dans celle où la transcription mouvement de la lentille-distance à l'objet est connue, à chaque point analysé par la tâche correspond à une distance  $z$  lentille-objet.

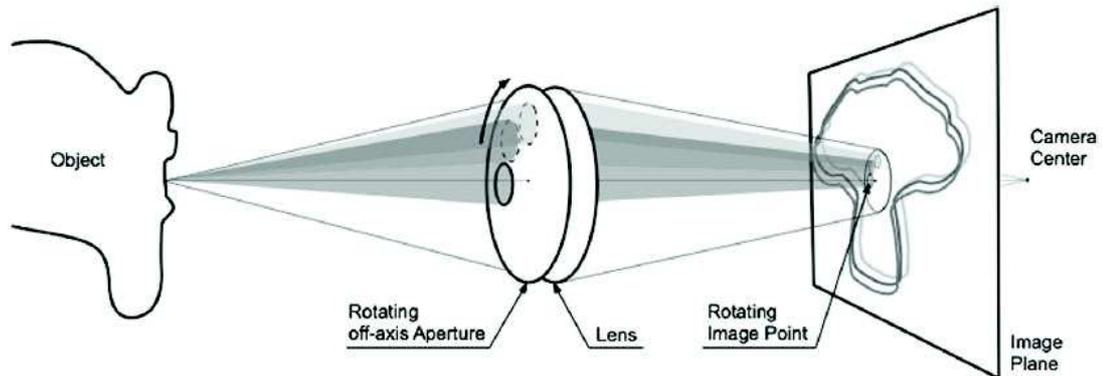


Figure 15 Principe de fonctionnement de l'échantillonnage actif de front d'onde AWS (34)

Le rayon lumineux incident passe au travers d'une lentille circulaire, qui effectue des rotations sur elle-même. Ce mouvement a pour conséquence la rotation circulaire du point lumineux tandis qu'il apparaît à la surface de l'objet. Le diamètre de rotation de ce point lumineux est enregistré par la caméra: il permet de calculer la distance entre le capteur CDD et la surface enregistrée c'est-à-dire la dimension  $z$  (en effet le diamètre des cercles augmente quand l'objet s'éloigne du plan focal).

Le système est composé de trois capteurs, face à un disque composé de trois trous, et dont les trois trajets optiques résultant ne sont pas colinéaires. La non colinéarité des trois faisceaux crée un réseau stéréoscopique permettant la reconstruction en trois dimensions. Il y a donc une association de la méthode de focalisation-défocalisation et de la méthode stéréoscopique pour remonter à la valeur  $z$  (le  $x$  et  $y$  étant donnés par la place qu'ils occupent sur le capteur)(17).

## **C. Limites et causes d'imprécision en empreinte optique**

### **1. Respect du principe de préparation**

Un respect des règles de préparation ainsi que de leur méthodologie de mise en œuvre cliniques est nécessaire pour avoir des limites nettes et précises, afin de permettre un scannage de précision et ainsi obtenir un modèle virtuel le plus fidèle possible (35).

### **2. Manipulation de la caméra intra-buccale**

Chaque caméra requiert une gestuelle et un protocole de scannage intra-buccal afin d'optimiser la précision de la prise d'empreinte optique. Ces protocoles dépendent directement du type de système d'acquisition de la caméra. Le dentiste doit donc se former à la gestuelle et aux exigences de cette technologie (36).

En effet, l'équipe de Kim Jae-Hong a réalisé une étude des erreurs les plus courantes survenant lors de l'utilisation des caméras intra-orales. Afin d'optimiser la précision des empreintes, une gestuelle et un protocole de scannage intra-buccal sont nécessaire (37).

### **3. Isolement de la salive**

L'empreinte doit être idéalement réalisée dans un milieu sec, exempt de salive. Des dispositifs d'aides opératoires (Cap°Dent, CanuleHygoformic) existent afin d'isoler le champ opératoire(15).



*Figure 16 Cap°dent*

Michael Kurz et son équipe a cherché à savoir si la présence de salive avait une influence sur la précision de l'empreinte. En fonction de l'épaisseur du film salivaire, des erreurs de mesures (de l'ordre de 300 à 1600 $\mu$ m) ont pu être observées. Ils en ont conclu que la présence de salive pouvait fortement influencer la précision de l'empreinte, il est donc conseillé de réaliser l'empreinte dans un milieu sec (38).

#### **4. Ouverture buccale**

Chez les patients à faible ouverture buccale, la numérisation d'une préparation très postérieure peut être limitée par l'encombrement de la tête de la caméra. Par ailleurs, la taille de la tête de la caméra peut engendrer un inconfort pour le patient. Une étude réalisée en 2015, montre que l'inconfort lié à la prise d'empreinte était moins important en utilisant la Trios 3Shape que la iTero. Cette différence peut s'expliquer par les dimensions des caméras (39). Avec l'évolution des technologies, les caméras tendent à se miniaturiser.

#### **5. La situation des limites et l'état du parodonte**

Les caméras intra-buccales n'enregistrent que les structures visibles. Si les limites cervicales sont juxta ou infra gingivales, le praticien doit fournir au système la possibilité d'accéder au point à scanner (déflexion gingivale). Le maintien d'un parodonte sain est nécessaire (provisoire), car l'état inflammatoire (sang) de celui-ci influence la numérisation, celle-ci étant très sensible au fluide (40).

#### **6. Le choix du mode d'enregistrement**

La technique d'acquisition image par image est très efficace pour des pièces unitaires car un ou deux clichés dans l'axe d'insertion peuvent suffire, il est facile d'éliminer les images incorrectes.

La numérisation "à la volée" ou continue permet une visualisation en temps réel de l'enregistrement ainsi les manques peuvent être immédiatement corrigés. Ce mode d'enregistrement en est très intuitif et facilite la prise en main par le praticien. Cette technologie est plus adaptée à l'acquisition d'arcades complètes ou de grandes sections en effet avec l'autre technique cette numérisation peut s'avérer longue et fastidieuse(15).

## 7. Le poudrage (coating en anglais)

De nombreux systèmes proposés sur le marché nécessitent un recours au poudrage. Cette étape nécessite un temps opératoire supplémentaire. La précision de l'empreinte dépend de la qualité de celui-ci. Cette étape présente une courbe d'apprentissage car elle est délicate et demande du doigté. Il faut que l'épaisseur de poudre sur les surfaces à enregistrer soit équivalente en tout point, en effet cette fine couche superficielle de 25µm modifie les volumes enregistrés et est pris en compte par le logiciel de l'unité d'acquisition. Une non-homogénéité de l'épaisseur de poudre sur une même empreinte influencera l'adaptation de la pièce prothétique(41).



*Figure 17 Système de poudrage Optispray (Sirona)*

Lors de l'acquisition optique de certaines surfaces très polies et réfléchissantes, certains systèmes sans poudre peuvent montrer leur limite. Dans ce cas un léger poudrage reste très utile pour pouvoir enregistrer correctement la zone (15).

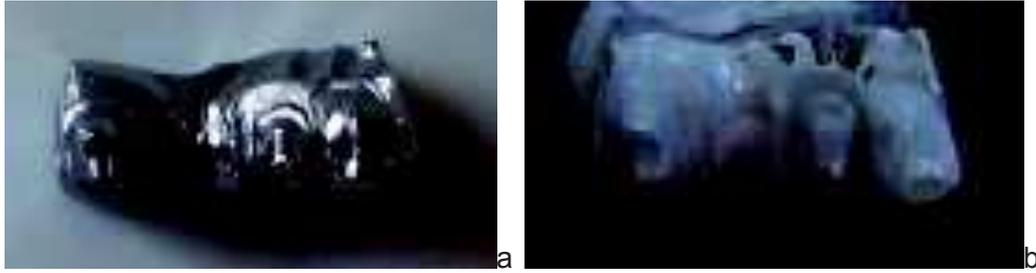


Figure 18 : a: modèle étalon avant poudrage ; b: modèle étalon après poudrage

L'étude de Kim Jae-Hong a démontré que l'erreur la plus fréquente influençant la précision de l'empreinte est un poudrage non régulier (37).

## **D. Les avantages de l'empreinte optique en comparaison à l'empreinte conventionnelle**

### **1. Ergonomie et confort du patient**

L'empreinte optique apporterait un meilleur confort au patient en étant plus rapide, et en évitant l'utilisation des matériaux à empreinte pouvant être à l'origine de réflexe nauséeux(35).

### **2. Communication**

Vis-à-vis du patient l'empreinte optique est un bon moyen de communication, car il peut visualiser en direct l'image virtuelle. Elle permet avec certains logiciels de montrer un premier aperçu du projet prothétique grâce à des cires de diagnostic virtuel.

La communication praticien prothésiste est étroite et plus facile. Certaines caméras permettent de joindre directement des photos de la situation intra-buccale avec le fichier (ex : camera 3shapes). Le prothésiste peut discuter directement via la plateforme du système ou via un partage d'écran avec le dentiste permettant ainsi

une validation par les deux protagonistes du profil d'émergence ou de la forme de la dent (42).

### **3. Visualisation directe des préparations dentaire et de l'occlusion**

La caméra optique permet de visualiser en direct nos préparations sur un écran avec la possibilité de zoomer sur l'image et de l'orienter dans les trois dimensions, permettant ainsi de corriger immédiatement les imperfections (contre-dépouille, limite, hauteur de la préparation...). Elle permet donc une validation clinique immédiate de nos empreintes.



*Figure 19 Prise d'empreinte intra-buccale à l'aide de l'I-Tero*

Il est aussi possible de contrôler directement l'enregistrement occlusal avec la situation clinique (43).

### **4. Diminution des risques d'erreur et précision**

Les erreurs liées aux techniques d'empreintes conventionnelles (très opérateur dépendant) comme une mauvaise visualisation des limites, la présence de tirages peuvent être évitées.

Certaines étapes de laboratoire sont supprimées telles que, le traitement de l'empreinte pour désinfection et décontamination, la coulée, le fractionnement, le détournement de l'empreinte, la stabilité et la fracture du die pouvant être source potentielle d'erreur(44).

L'avantage principal de l'empreinte optique réside dans le fait qu'il n'existe aucune déformation liée au traitement de l'empreinte contrairement aux méthodes conventionnelles. Bien que ces déformations liées à la désinsertion, au coefficient d'expansion des matériaux d'empreinte ou de coulée sont acceptées scientifiquement. Elle présente donc une stabilité optimale.

En ce qui concerne l'étape de numérisation la justesse et la fidélité de l'empreinte optique donnent son exactitude. L'enregistrement des préparations doit être le plus fidèle possible. Il doit être reproductible traduisant ainsi la fiabilité d'un système.

## **II. Etude scientifique de la répétabilité de l'empreinte optique.**

Dans la première partie, nous avons décrit les différentes technologies d'empreintes numériques (triangulation, AWS, microscopie parallèle confocale). Les systèmes accessibles actuellement sur le marché utilisent une ou plusieurs de ces technologies combinées(45).

La qualité de la réalisation prothétique finale dépend évidemment de l'ensemble de la chaîne numérique, dont l'acquisition n'est que le premier maillon. Toutefois, le choix de la technologie sur laquelle repose cette acquisition optique, de même que sa mise en œuvre (fixe au laboratoire ou mobile en intra-oral) devrait hypothétiquement engendrer des résultats différents. De plus, pour réaliser ou optimiser une empreinte optique, certains systèmes d'acquisition nécessitent de poudrer les surfaces avant de les enregistrer. Cette étape peut-être, elle aussi, à l'origine d'imprécision, car la poudre se dépose sur les surfaces et modifie ainsi obligatoirement leurs volumes (15,37).

Ainsi, cette première étape clinique peut être appréciée et comparée entre systèmes en se focalisant sur certaines propriétés. Parmi celles-ci, la répétabilité se définit par "la qualité d'une mesure qui donne le même résultat si on la répète dans des conditions identiques et dans un court intervalle de temps"(46). Elle définit donc la fidélité de mesure et la justesse d'une empreinte optique, selon un ensemble de condition de répétabilité(47). La fidélité, quant à elle, est « l'aptitude d'un maillon ou d'un ensemble de maillons de la chaîne numérique à donner les mêmes résultats pour une même valeur »(48). Enfin, la justesse est« l'aptitude d'un maillon ou d'un ensemble de maillons de la chaîne numérique à donner des résultats qui, en moyenne, correspondent à la valeur vrai »(48).

Dans cette seconde partie nous allons présenter une étude scientifique dans laquelle nous avons comparé l'empreinte numérique d'un modèle étalon. Les empreintes optiques ont été réalisées avec différents systèmes : deux scanners de laboratoire et cinq systèmes d'empreinte numérique intra-orale. Ces comparaisons

ont été effectuées à l'aide d'un logiciel de métrologie permettant de déterminer le degré de répétabilité intra-système.

## A. Matériels et méthodes

### 1. Modèle étalon

#### a. Origine

Le modèle étalon utilisé lors de notre étude correspond au modèle positif d'une empreinte d'un cas clinique réalisé par Dr O. Etienne. Il y a eu dépose d'une couronne sur 24, pour réaliser un bridge de 24 à 26 avec 25 en inter.



Figure 20 Préparations cliniques du bridge 24-26 à l'origine du modèle étalon.



Ces préparations ont été numérisées à l'aide d'une caméra intra-buccale.



Figure 21 Capture d'écran de l'empreinte numérique réalisée à l'aide d'une caméra Trios (3shape)

Après avoir sectionné la zone d'intérêt et détourné les limites des préparations, le modèle étalon a été usiné en chrome/cobalt par une machine-outil à commande numérique (laboratoire FLECHER, Strasbourg). Toutes les mesures ont été faites à partir de ce modèle qui simule notre situation clinique initiale. Aucune mesure n'a été réalisée ou comparée avec l'empreinte optique initiale intra-buccale.



*Figure 22 Modèle étalon usiné en chrome/cobalt*

### **b. Justification du choix du modèle**

Nous avons choisi ce modèle car il correspond à l'empreinte d'un bridge trois éléments qui est une restauration assez courante dans notre pratique quotidienne. Cette situation répond à une difficulté technique pour l'empreinte mobile (intra-orale) car elle doit enregistrer une zone gingivale moins repérable. De plus, des études de répétabilité d'empreinte ont été faites sur des modèles unitaires(49,50), ou sur des arcades complètes(51), mais aucune sur une petite restauration plurale.

La matière de notre étalon, le chrome/cobalt, a été choisie afin d'avoir un modèle qui ne s'altère pas lors des manipulations. Par ailleurs, cette matière a un coefficient de dilatation thermique faible qui permet d'avoir une excellente stabilité dimensionnelle dans le temps. De plus, le modèle présente une surface polie et réfléchissante permettant de montrer les limites de certains systèmes sans poudre.

## 2. Les systèmes de scannage étudiés

Nous avons retenu les principaux systèmes commercialisés en France et auxquels nous pouvions avoir accès. Par ailleurs, nous devons récupérer les empreintes numériques au format STL, soit directement pour les systèmes ouverts, soit via la société qui les commercialise pour les systèmes fermés.

### a. Les systèmes intra-oraux

#### i. Le système Trios

Cette caméra est commercialisée par la société 3Shape. Il existe différents modèles : kart, pod, ou directement branché au fauteuil. Pour notre étude nous avons utilisé le modèle Cart en version monochrome (11/2013)(unité mobile à roulette).



*Figure 23 Le système trios (version Cart, monochrome)*

Il s'agit d'un système sans poudrage utilisant la technologie du balayage parallèle confocal. La lumière projetée par la caméra est stroboscopique et de couleur rouge. La numérisation se fait de manière continue. Les empreintes sont stockées sur un serveur "3Shape" au format DCM, mais il reste possible de les récupérer au format STL: ce système est donc plus ou moins ouvert.

ii. Le système ITero:

Ce système est fabriqué par la société Cadent. Il s'agit d'une unité mobile sur roulette. Cette caméra nous a été prêtée par le Dr Jean-Luc Berruet.



*Figure 24 Système kart ITero*

Cadent ITero repose sur la technique d'imagerie confocale parallèle, utilisant le scannage laser et optique. La lumière projetée par la caméra est stroboscopique et de couleur rouge ou bleue. L'enregistrement des données se fait de manière continue et ne nécessite aucun poudrage. Le fichier est envoyé sur les serveurs Cadent en Israël, où il est alors traité puis nous est renvoyé au format .STL.

iii. Le système CerecBluecam

Cette caméra est commercialisée par la société Sirona. Il s'agit d'un kart. Ce système utilise les principes basiques de la microscopie confocale et la technique de la triangulation active. Le motif projeté par la caméra est de couleur bleu et est composé d'un réseau de structures opaques et transparentes. Ce système nécessite un poudrage. L'acquisition se fait image par image. Les données sont enregistrées sous un format crypté en .dxd. La société Sirona nous a fourni les fichiers convertis en .stl de nos enregistrements.

#### iv. Le système Apollo DI

Ce système est lui aussi commercialisé par la société Sirona. Il s'agit d'un kart. La numérisation se fait par triangulation active, de manière continue, et nécessite un poudrage. Cette caméra n'est pas rattachée au système d'usinage de chez Sirona et permet uniquement d'envoyer au laboratoire de son choix l'empreinte au format .STL via le logiciel "inlab".



Figure 25 a. Système Appolo Di b. Système bluecam

#### v. Le système Planscan

La caméra Planscan est commercialisée par la société Planmeca. Elle se présente soit sous la forme d'un module USB, soit directement intégrée au fauteuil. Le modèle utilisé pour cette étude est le module USB.



Figure 26 Caméra Planscan (POD)

Ce modèle est capable de numériser, sans nécessité de poudrage préalable, en utilisant la technologie d'imagerie parallèle confocale. La caméra projette une lumière structurée bleue. L'acquisition des données se fait de manière continue. L'empreinte numérique est directement disponible au format .STL.

## **b. Les systèmes de laboratoire**

### **i. Le système D700**

Ce scanner est commercialisé par la société 3Shape. Il est destiné à l'acquisition extra-orale soit des empreintes directement, soit de leurs modèles positifs. La numérisation se fait par deux caméras et un laser rouge. Ce système utilise une technologie de triangulation active. Le modèle nécessite un poudrage de ses surfaces très réfléchissantes et est fixé sur une plateforme mobile dans trois axes. Les données numériques sont directement disponibles au format .STL. Ce scanner a été mis à notre disposition par le laboratoire Watzki.



*Figure 27 Le système D700 de 3Shape*

### **ii. Le système Imetric D104:**

Ce système est commercialisé par la société Imetric SA. Il permet la numérisation directe des empreintes ou de leurs modèles positifs. Ce scanner fonctionne avec deux caméras et une triangulation active avec projection d'une lumière blanche structurée. Le modèle est fixe sur un plateau et nécessite un poudrage des surfaces très polies. L'empreinte est directement disponible au format ".STL". Le laboratoire Flecher nous l'a mis à disposition.

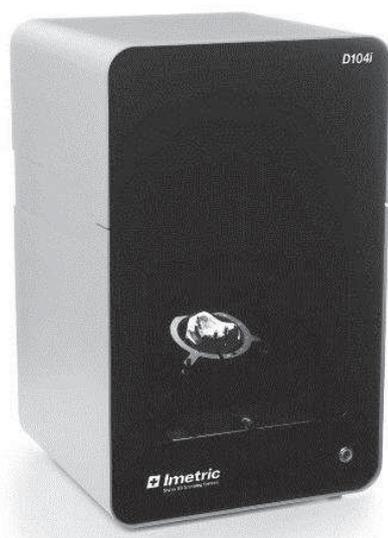


Figure 28 Le système Imetric D104

### c. Synthèse des systèmes intra et extra-oraux testés

Scanner	Type	Numérisation	Technologie	Poudrage	Temps de numérisation	Format de l'empreinte
<b>Itero</b>	Intra-oral	Continue	Parallèle confocale	Non	10min puis 5min	.STL après traitement
<b>Planscan</b>	Intra-oral	Continue	Parallèle confocale	Non*	8min puis 4min	.STL
<b>Trios</b>	Intra-oral	Continue	Parallèle confocale	Non	10 min puis 5min	.STL après renvois
<b>Apollo Di</b>	Intra-oral	Continue	Triangulation active	Oui	10 min puis 5min	.DXD après Renvois .STL
<b>CerecBluecam</b>	Intra-oral	Image par image	Triangulation active	Oui	10 min puis 5min	.DXD
<b>D700</b>	Laboratoire	Continue	Triangulation active	Oui	3 à 4 minutes	.STL
<b>Imetric D104</b>	laboratoire	Continue	Triangulation active	Oui	90 secondes	.STL

Tableau 1 Tableau récapitulatif des différents scanners (non\*: nécessité de poudrage pour notre modèle)

### **3. Le logiciel de métrologie**

Grâce à une licence temporaire accordée par la société pour cette étude, nous avons pu utiliser le logiciel "GeomagicQualify 2013" de la suite Geomagic Fondation. Il permet de sectionner les empreintes au format ".STL", puis de les superposer. Par la suite, ce logiciel est capable de procéder à une comparaison rapide et précise des modèles numériques.

### **4. Méthode**

Nous avons réalisé un modèle étalon, en Chrome/Cobalt, incluant deux préparations (24,26) et une dent absente (25). Ce modèle a été scanné dix fois avec chaque système afin de donner dix images numériques. Ces modèles ont été sauvegardés ou convertis au format .STL afin de pouvoir les intégrer dans la suite de notre logiciel de métrologie ce qui nous a permis de comparer entre eux les 9 modèles numériques et d'en déterminer le degré de reproductibilité.

#### **a. Réalisation des empreintes (in vitro)**

Pour réaliser les empreintes nous avons tout d'abord procédé à un poudrage unique pour les scanners de laboratoire (D700, et Imetric D104). Pour les caméras CerecBluecam, Appolo Di et Planscan, nous avons poudré le modèle. A chaque fois que cela a été nécessaire, nous avons procédé à un nouveau poudrage des zones en contact avec la tête de la caméra, ou avec les mains du manipulateur, ces zones n'étant plus assez mates pour réaliser l'empreinte. Cette manipulation pourrait s'apparenter à un re-poudrage effectué en clinique où la langue du patient et/ou la main du praticien aurait détérioré la couche opacifiante d'une zone partiellement numérisée. La Planscan ne nécessite normalement pas de poudrage mais du fait de la surface réfléchissante du modèle, cette étape a été nécessaire.

Nous avons réalisé une première numérisation du modèle. Cette empreinte s'affichait sur l'écran de notre système, où nous pouvions alors voir les zones mal ou partiellement numérisées. Des scans additionnels permettaient de numériser la

totalité du modèle. Cette même opération a été effectuée dix fois pour chaque système.

## b. Analyse des données numériques

Après avoir récupéré les empreintes de nos systèmes au format .STL, nous avons procédé à l'analyse des données. Grâce à la fonction "couper" de Geomagic, les empreintes ont été coupées grossièrement afin d'éliminer les zones empêchant le bon alignement. Le premier fichier ".STL" sur les 9 fichiers de chaque système était défini comme référence. Les empreintes suivantes ont été ensuite superposées à cette référence en utilisant la fonction "alignement best fit" du logiciel. Puis nous avons coupé chaque empreinte selon les mêmes plans.

Grâce à la fonction "analyse : comparaison 3D", Geomagic a réalisé une comparaison tridimensionnelle du fichier "réf" avec les empreintes définies comme "test". Les "écarts 3D" entre les fichiers comparés sont représentés sur la modélisation 3D du rapport d'analyse par une échelle de couleur. (Figure 10)

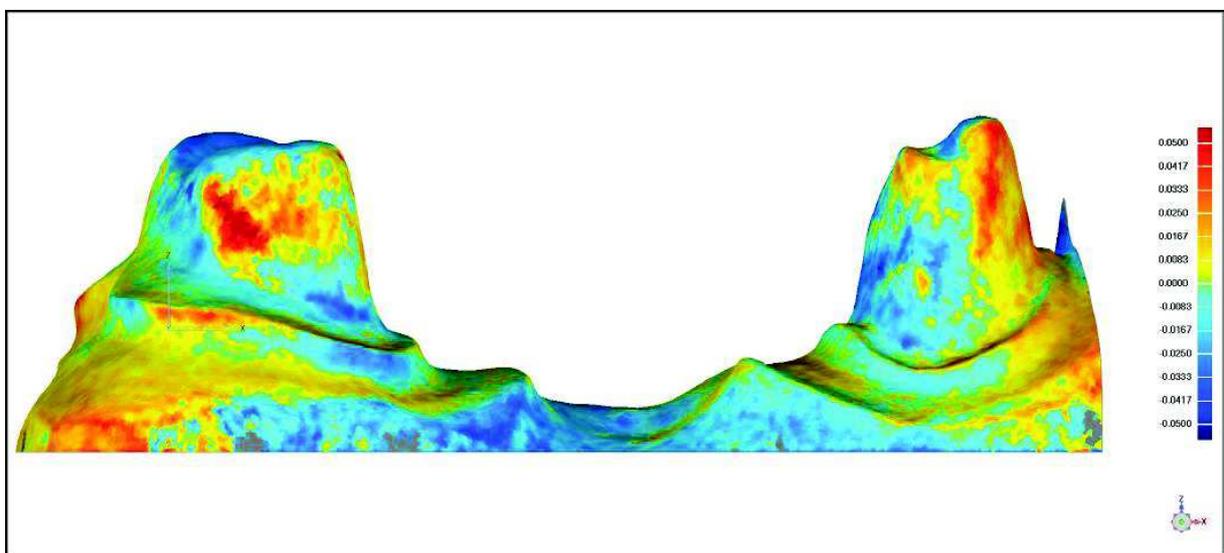


Figure 29 Exemple de modélisation 3D du rapport d'analyse comparant le fichier 6 au fichier référence 1 (système trios)

Les résultats sont exprimés en valeurs de déviations positives et négatives du modèle test par rapport à l'empreinte numérique définie comme référence. Ainsi, une

comparaison deux à deux entre chaque modèle a été réalisée (voir tableaux des résultats ci-après).

### **c. Analyse statistique**

Les données des déviations positives et négatives ont été analysées en utilisant le logiciel SPSS Statistics v. 20. Une analyse descriptive à d'abord été réalisée. Pour les statistiques analytiques, du fait de la distribution non linéaire des données, un test de Kruskal-Wallis a été réalisé permettant de comparer la distribution des données entre les différents systèmes. Une comparaison par paires a alors été réalisée afin de valider les différences significatives entre les systèmes testés. Le niveau de signification est  $p < 0.05$ .

## B. Résultats

### 1. Scanners de laboratoire

#### a. D700 - Labo Watzki

Moyenne des Ecartés négatifs								
Modèle	2	3	4	5	6	7	8	9
1	-0,0074	-0,0068	-0,0075	-0,0099	-0,0061	-0,007	-0,007	-0,0072
2		-0,0055	-0,006	-0,0083	-0,0053	-0,0058	-0,006	-0,0054
3			-0,0048	-0,0087	-0,005	-0,0051	-0,005	-0,0049
4				-0,0085	-0,0049	-0,0047	-0,0048	-0,0051
5					-0,0132	-0,0155	-0,0145	-0,014
6						-0,0065	-0,0061	-0,0055
7							-0,005	-0,0056
8								-0,0056
	mm	µm						
Moyenne	-0,01	<b>-7,06</b>						
Ecart-type	0,00	<b>2,90</b>						
Moyenne des Ecartés positifs								
Modèle	2	3	4	5	6	7	8	9
1	0,0061	0,0057	0,0059	0,0113	0,0076	0,0063	0,0069	0,0073
2		0,0052	0,0053	0,0109	0,0063	0,0056	0,0065	0,006
3			0,0049	0,0112	0,0075	0,0054	0,006	0,0063
4				0,0106	0,0072	0,0053	0,0062	0,0065
5					0,0109	0,0105	0,0103	0,01
6						0,0055	0,0059	0,0048
7							0,0058	0,0062
8								0,0058
	mm	µm						
Moyenne	0,01	<b>7,10</b>						
Ecart-type	0,00	<b>2,07</b>						

Tableau 2 Résultat des moyennes des écartés positifs et négatifs en mm (D700)

**b. Imetric D104 Labo Flecher**

Moyenne des écarts négatifs								
Modèle	2	3	4	5	6	7	8	9
1	-0,0029	-0,003	-0,0028	-0,0033	-0,0046	-0,0044	-0,0043	-0,0043
2		-0,0026	-0,0023	-0,0033	-0,0044	-0,0043	-0,0043	-0,0042
3			-0,0024	-0,0029	-0,0046	-0,0045	-0,0044	-0,0042
4				-0,0038	-0,0052	-0,005	-0,0051	-0,005
5					-0,0044	-0,0046	-0,0045	-0,0044
6						-0,0029	-0,0032	-0,0027
7							-0,0028	-0,0026
8								-0,0037
	mm	$\mu\text{m}$						
Moyenne	0,00	<b>-3,83</b>						
Ecart-type	0,00	<b>0,87</b>						
Moyenne des écarts positifs								
Modèle	2	3	4	5	6	7	8	9
1	0.0032	0.0033	0.0032	0.0038	0.0047	0.0045	0.0045	0.0044
2		0.0025	0.0025	0.0033	0.0046	0.0044	0.0044	0.0042
3			0.0025	0.0029	0.0045	0.0043	0.0044	0.0042
4				0.0034	0.0048	0.0045	0.0045	0.0045
5					0.0045	0.0045	0.0046	0.0044
6						0.0029	0.0033	0.0028
7							0.003	0.0028
8								0.0077
	mm	$\mu\text{m}$						
Moyenne	0.00	<b>3.96</b>						
Ecart-type	0.00	<b>0.99</b>						

*Tableau 3 Résultat des moyennes des écarts positifs et négatifs en mm (Imetric D104)*

## 2. Scanners intra-oraux

### a. Trios 3Shape

Moyenne des écarts négatifs								
Modèle	2	3	4	5	6	7	8	9
1	-0,0151	-0,0145	-0,0143	-0,0152	-0,0136	-0,0143	-0,0163	-0,0154
2		-0,006	-0,0062	-0,0059	-0,006	-0,0078	-0,0079	-0,0072
3			-0,006	-0,0064	-0,0057	-0,007	-0,0091	-0,007
4				-0,0058	-0,0047	-0,0046	-0,0065	-0,0054
5					-0,0071	-0,007	-0,0089	-0,0077
6						-0,054	-0,007	-0,0055
7							-0,007	-0,0068
8								-0,0059
	mm	$\mu\text{m}$						
Moyenne	-0,01	<b>-9,74</b>						
Ecart-type	0,01	<b>8,40</b>						
Moyenne des écarts positifs								
Modèle	2	3	4	5	6	7	8	9
1	0.0143	0.0128	0.0126	0.0153	0.0117	0.0135	0.0145	0.0138
2		0.0056	0.0063	0.0064	0.0059	0.0081	0.0081	0.0071
3			0.0061	0.0084	0.0055	0.0077	0.008	0.0066
4				0.0069	0.0044	0.0051	0.0054	0.0045
5					0.0058	0.0068	0.0085	0.007
6						0.0061	0.0067	0.0063
7							0.0054	0.0049
8								0.0056
	mm	$\mu\text{m}$						
Moyenne	0.01	<b>7.99</b>						
Ecart-type	0.00	<b>3.23</b>						

Tableau 4 Résultat des moyennes des écarts positifs et négatifs en mm (Trios 3Shape)

**b. Planscan de Planmeca**

Moyenne des écarts négatifs								
Modèle	2	3	4	5	6	7	8	9
1	-0,0184	-0,017	-0,0421	-0,0183	-0,0148	-0,0321	-0,0154	-0,0216
2		-0,022	-0,0481	-0,0206	-0,0198	-0,0332	-0,0186	-0,027
3			-0,0318	-0,0165	-0,0137	-0,0293	-0,016	-0,0226
4				-0,0369	-0,0261	-0,0308	-0,0308	-0,034
5					-0,0185	-0,0319	-0,0228	-0,0287
6						-0,0291	-0,0216	-0,0244
7							-0,0396	-0,043
8								-0,0232
	mm	$\mu\text{m}$						
Moyenne	-0,03	<b>-26,12</b>						
Ecart-type	0,01	<b>8,75</b>						
Moyenne des écarts positifs								
Modèle	2	3	4	5	6	7	8	9
1	0,023	0,0147	0,0253	0,022	0,0162	0,0324	0,0155	0,0298
2		0,0174	0,0314	0,0222	0,0184	0,0318	0,0162	0,0304
3			0,0258	0,0231	0,0179	0,033	0,018	0,0307
4				0,0538	0,0504	0,0515	0,053	0,0635
5					0,0158	0,0278	0,0182	0,0297
6						0,0296	0,0167	0,0336
7							0,0355	0,0424
8								0,0327
	mm	$\mu\text{m}$						
Moyenne	0,03	<b>29,15</b>						
Ecart-type	0,01	<b>12,52</b>						

Tableau 5 Résultat des moyennes des écarts positifs et négatifs en mm (Planscan)

### c. CerecBluecam

Moyenne des écarts négatifs								
Modèle	2	3	4	5	6	7	8	9
1	-0,019	-0,0145	-0,0105	-0,0208	-0,0238	-0,0086	-0,0204	-0,00314
2		-0,0202	-0,0271	-0,0363	-0,0408	-0,026	-0,0362	-0,0285
3			-0,0208	-0,0316	-0,0343	-0,0216	-0,0318	-0,032
4				-0,0211	-0,0247	-0,0101	-0,0197	-0,0334
5					-0,0261	-0,0168	-0,0219	-0,0342
6						-0,0096	-0,0115	-0,0346
7							-0,0174	-0,0313
8								-0,0361
	mm	$\mu\text{m}$						
Moyenne	-0,02	<b>-23,79</b>						
Ecart-type	0,01	<b>9,44</b>						
Moyenne des écarts positifs								
Modèle	2	3	4	5	6	7	8	9
1	0,0335	0,0256	0,0128	0,0276	0,0332	0,0105	0,0255	0,0281
2		0,0213	0,0214	0,0291	0,0363	0,0201	0,035	0,0567
3			0,0164	0,0327	0,0343	0,0163	0,0304	0,0564
4				0,0278	0,0303	0,0107	0,0268	0,053
5					0,0315	0,0207	0,0248	0,0589
6						0,0135	0,0101	0,0508
7							0,0243	0,053
8								0,0486
	mm	$\mu\text{m}$						
Moyenne	0,03	<b>30,22</b>						
Ecart-type	0,01	<b>13,88</b>						

Tableau 6 Résultat des moyennes des écarts positifs et négatifs en mm (CerecBluecam)

#### d. Appolo Di

Moyenne des écarts négatifs								
Modèle	2	3	4	5	6	7	8	9
1	-0,0146	-0,0337	-0,0342	-0,023	-0,0228	-0,0252	-0,023	-0,0177
2		-0,0372	-0,037	-0,0246	-0,0178	-0,0239	-0,0248	-0,0189
3			-0,0543	-0,0325	-0,0366	-0,0345	-0,0359	-0,0309
4				-0,0353	-0,039	-0,042	-0,0346	-0,0335
5					-0,0507	-0,0436	-0,0379	-0,0333
6						-0,0258	-0,0255	-0,0187
7							-0,0322	-0,0261
8								-0,0245
	mm	$\mu\text{m}$						
Moyenne	-0,03	<b>-30,72</b>						
Ecart-type	0,01	<b>9,14</b>						
Moyenne des écarts positifs								
Modèle	2	3	4	5	6	7	8	9
1	0,0189	0,0411	0,0318	0,032	0,0228	0,0297	0,0293	0,0229
2		0,0421	0,036	0,0314	0,0175	0,0265	0,0323	0,0221
3			0,0561	0,03	0,044	0,0376	0,0459	0,0394
4				0,0519	0,0433	0,0613	0,0589	0,0481
5					0,0321	0,0471	0,0376	0,0311
6						0,0314	0,0381	0,0247
7							0,0344	0,0272
8								0,0273
	mm	$\mu\text{m}$						
Moyenne	0,04	<b>35,66</b>						
Ecart-type	0,01	<b>10,93</b>						

Tableau 7 Résultat des moyennes des écarts positifs et négatifs en mm (Planscan)

### 3. Analyse des résultats

#### a. Statistiques descriptives

En ce qui concerne le groupe expérimental (scanners intra-oraux), les résultats ont révélé des moyennes des écarts positifs de  $7.99 \pm 3.23\mu\text{m}$  (Trios),  $29.15 \pm 12.52\mu\text{m}$  (Planscan),  $30.22 \pm 13.88\mu\text{m}$  (Bluecam),  $35.66 \pm 10.93\mu\text{m}$  (Appolo Di). Les écarts négatifs étant respectivement de  $-9.74 \pm 8.40 \mu\text{m}$ ,  $-26.12 \pm 8.75\mu\text{m}$ ,  $-23.79\mu\text{m} \pm 9.44 \mu\text{m}$  et  $-30.72 \pm 9.14 \mu\text{m}$ . (Tableau 8)

Dans le groupe considéré comme contrôle (scanners de laboratoire), les résultats des moyennes des écarts positifs sont de  $7.10 \pm 2.07 \mu\text{m}$  (D700) et  $3.83 \pm 0.99 \mu\text{m}$  (Imetric D104). Les écarts négatifs sont respectivement de  $-7.06 \pm 2.90 \mu\text{m}$  et de  $-3.96 \pm 0.87 \mu\text{m}$ . (Tableau 8)

	Système	Moyenne + (en $\mu\text{m}$ )	Moyenne - (en $\mu\text{m}$ )	Différentiel (en $\mu\text{m}$ )
Scanners de laboratoire	D700	7.10	-7.06	14,16
	Imetric D104	3.83	-3.96	7,79
Scanners intra- oraux	Trios	7.99	-9.74	17,75
	Planscan	29.15	-26.12	55,27
	Bluecam	30.22	-23.79	54,01
	Apollo Di	35.66	-30.72	66,38

Tableau 8 Tableau récapitulatif des moyennes des écarts positifs et négatifs des différents systèmes

La représentation des résultats sous forme de boîtes à moustaches (whiskerboxplots) permet d'apprécier les déviations mesurées pour chaque système (figures 9 et 10).

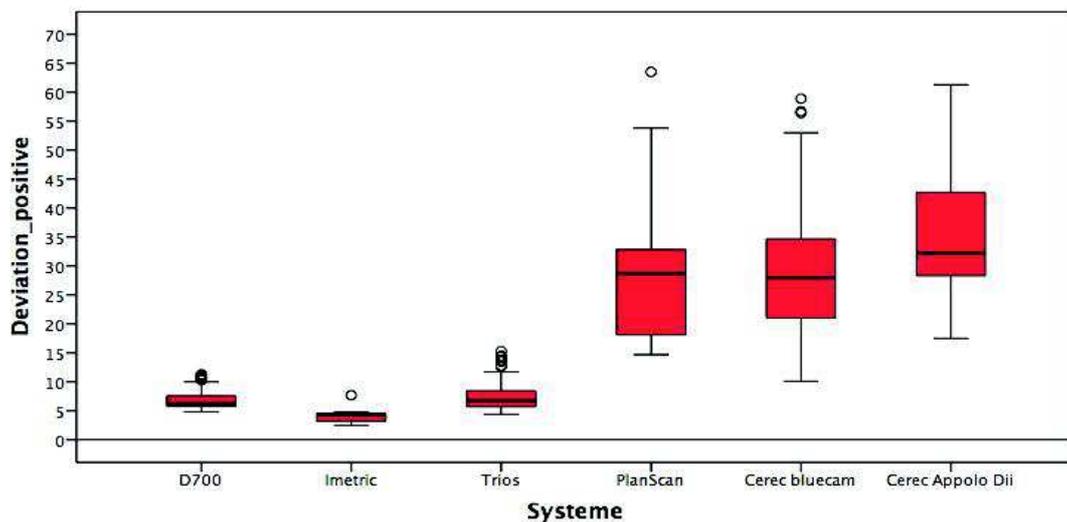


Figure 30 : Synthèse des déviations positives en  $\mu\text{m}$  des différents systèmes. Des valeurs aberrantes (o) sont mesurées dans chaque système à l'exception de l'appoloDi.

En dépit des mesures ignorées (valeurs aberrantes), la tendance générale du graphique tend à distinguer les systèmes D700, Imetric et Trios comme présentant moins de variabilité et moins de déviations positives.

Les scanners de laboratoire, groupe contrôle, présentent des déviations positives et négatives (figures 9 et 10) moins importantes que les scanners intra-oraux. Parmi les deux scanners testés, la déviation la plus faible a été mesurée pour l'Imetric D104. Parmi les scanners intra-oraux, c'est le système Trios, sans poudrage, qui a présenté les valeurs de déviations positives et négatives les plus faibles.

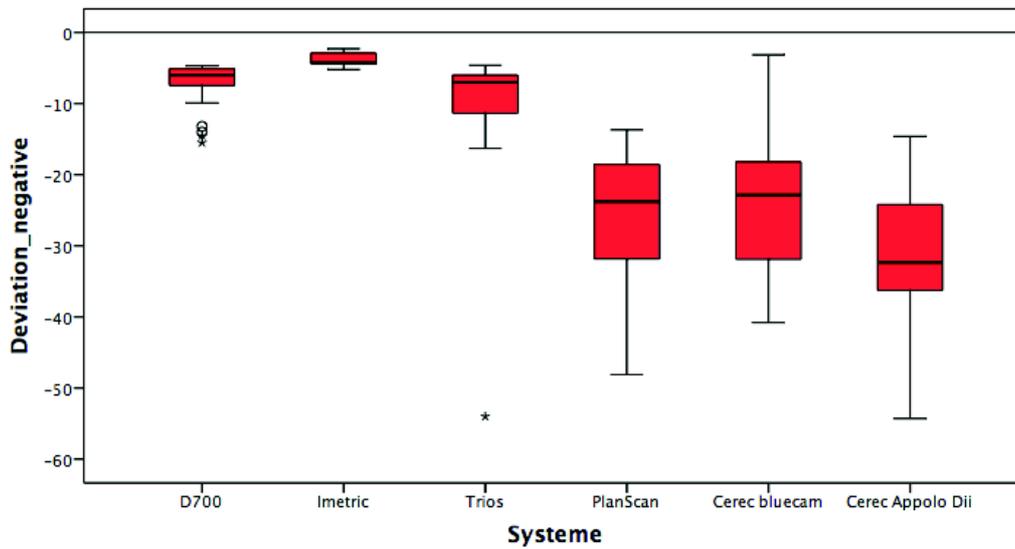


Figure 31 Synthèse des déviations négatives en  $\mu\text{m}$  des différents système. Les valeurs aberrantes (o) sont exclues.

L'addition des déviations positives et négatives permet d'évaluer la variable « différentielle » qui caractérise la plage de déviations dans les deux sens. L'analyse statistique descriptive des différentiels de déviations est reportée dans la figure 11 ci-après.

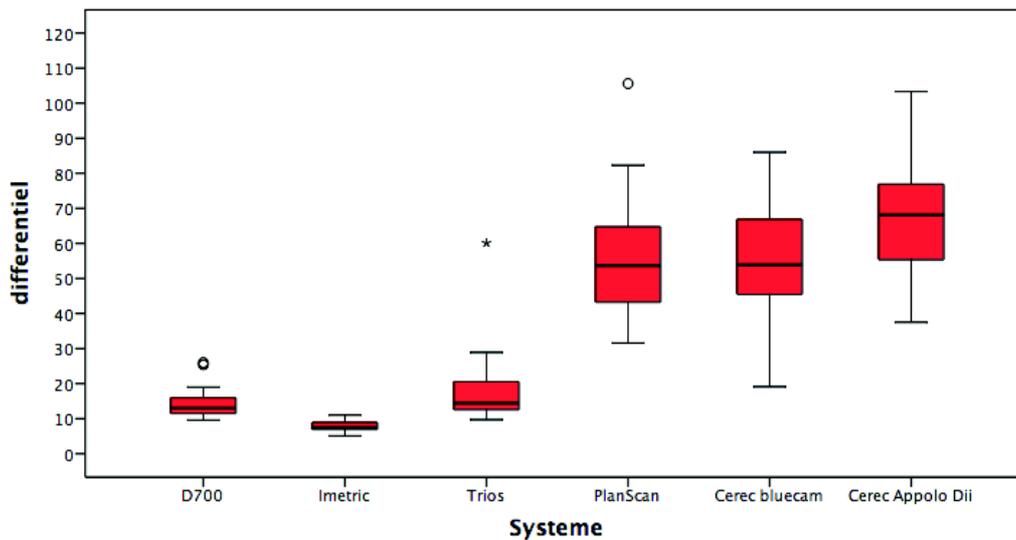


Figure 32 Synthèse des différentiels de déviations en  $\mu\text{m}$

## b. Statistiques analytiques

L'analyse statistique a été conduite sous SPSS Statistics v. 20. Du fait de l'inhomogénéité des variances des systèmes testés (test de Levene ci-dessous), un test non paramétrique a été utilisé (test de Kruskal-Wallis).

### Test d'égalité des variances des erreurs de Levene<sup>a</sup>

Variable dépendante: **différentiel**

D	ddl1	ddl2	Sig.
18,575	5	210	,000

Teste l'hypothèse nulle que la variance des erreurs de la variable dépendante est égale sur les différents groupes.

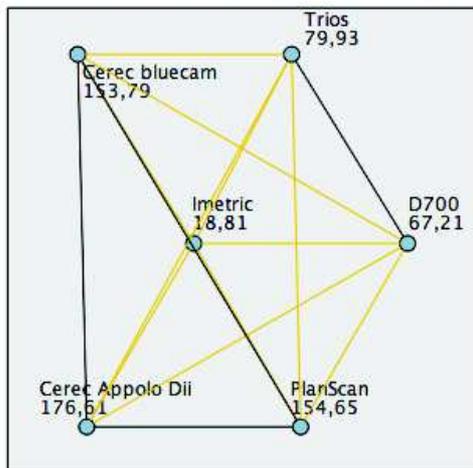
a. Plan : Ordonnée à l'origine + Système

Le test de Kruskal-Wallis permet de confirmer que la distribution des valeurs n'est pas identique entre les différents systèmes étudiés.

Récapitulatif du test d'hypothèse				
	Hypothèse nulle	Test	Sig.	Décision
1	La distribution de <b>différentiel</b> est identique sur les catégories de <b>Système</b> .	Test de Kruskal-Wallis à échantillons indépendants	,000	Rejeter l'hypothèse nulle.
Les significations asymptotiques sont affichées. Le niveau de signification est ,05.				

Une comparaison par paires permet alors de valider les différences significatives entre les systèmes testés. Cette différence est exprimée sous forme graphique (figure 12) et sous forme de tableau ci-après (tableau 9).

### Comparaisons par paire de Systeme



Chaque noeud affiche le rang moyen de Systeme.

Figure 33 Graphique récapitulatif de comparaison par paire

Les lignes jaunes réunissant les systèmes indiquent des différences significatives tandis que les lignes noires indiquent des différences non-significatives. On remarque une différence significative entre le scanner Imetric D104 et l'ensemble des autres scanners (D700, Trios, Planscan, Bluecam, et Appolo DI). Il n'y a pas de différence significative entre le système de laboratoire D700 et la caméra intra-orale Trios, alors qu'on en observe une avec tous les autres scanners intra-oraux. Il n'y a pas de différence significative entre les caméras intra-orales ayant nécessité un poudrage. (Tableau 9 Tableau récapitulatif de comparaison par paires. Tableau 9 Tableau récapitulatif de comparaison par paires.

Echantillon1-Echantillon2	Statistique de test	Erreur standard	Std. Statistique de test	Sig.	Sig.ajus.
Imetric-D700	48,403	14,731	3,286	,001	,015
Imetric-Trios	-61,125	14,731	-4,150	,000	,000
Imetric-Cerec bluecam	-134,986	14,731	-9,164	,000	,000
Imetric-PlanScan	-135,847	14,731	-9,222	,000	,000
Imetric-Cerec Appolo Dii	-157,806	14,731	-10,713	,000	,000
D700-Trios	-12,722	14,731	-,864	,388	1,000
D700-Cerec bluecam	-86,583	14,731	-5,878	,000	,000
D700-PlanScan	-87,444	14,731	-5,936	,000	,000
D700-Cerec Appolo Dii	-109,403	14,731	-7,427	,000	,000
Trios-Cerec bluecam	-73,861	14,731	-5,014	,000	,000
Trios-PlanScan	-74,722	14,731	-5,073	,000	,000
Trios-Cerec Appolo Dii	-96,681	14,731	-6,563	,000	,000
Cerec bluecam-PlanScan	,861	14,731	,058	,953	1,000
Cerec bluecam-Cerec Appolo Dii	-22,819	14,731	-1,549	,121	1,000
PlanScan-Cerec Appolo Dii	-21,958	14,731	-1,491	,136	1,000

Chaque ligne teste l'hypothèse nulle que les distributions de l'échantillon 1 et de l'échantillon 2 sont identiques. Les significations asymptotiques (test bilatéraux) sont affichées. Le niveau de signification est ,05.

Tableau 9 Tableau récapitulatif de comparaison par paires. Les cellules surlignées en jaune caractérisent les différences significatives ( $p < 0.05$ )

## C. Discussion

Le but de cette étude était de déterminer la répétabilité de l'empreinte numérique réalisée avec un même système, en se basant sur l'hypothèse qu'il n'y a pas de différence significative de répétabilité entre les scanners de laboratoire (contrôle), utilisés depuis de nombreuses années, et les systèmes intra-oraux (test). Nous avons mis en évidence une différence significative de répétabilité entre le groupe contrôle et les trois caméras intra-oraux ayant nécessité un poudrage. Il y a une différence significative entre le scanner de laboratoire Imetric D104 et le D700. On observe aussi une différence significative entre la caméra Trios et les trois caméras ayant nécessité un poudrage.

## 1. Méthode

Afin de minimiser le risque d'erreur dû à un changement de manipulateur, chaque empreinte a été numérisée par le même opérateur (moi-même). Du fait de mon inexpérience avec les systèmes, une première empreinte (test), non sauvegardée, a été systématiquement réalisée afin de se familiariser avec la caméra. Une diminution du temps de numérisation du modèle est observée entre la première empreinte réalisée et la dernière (Voir Tableau).

Contrairement aux systèmes "totalement" ouverts (D700, Imetric, Planscan) où nous récupérons directement les données au format .STL, les empreintes réalisées avec les systèmes Cerec Bluecam, Apollo Di, 3Shapes, et Itero devaient passer par les serveurs de leurs laboratoires respectifs. Les fichiers du système Itero ont été post-traités, la réalisation d'un carottage autour des préparations les a rendus inutilisables pour cette étude comparative. Toutefois, le tableau de comparaisons des déviations positives et négatives des empreintes des préparations 24 et 26, comparées unitairement, est disponible en annexe.

Cette étude a été réalisée in vitro ; elle ne peut donc pas vérifier exactement les désagréments causés par l'ouverture buccale, la salive, le sang ou tous autres facteurs présent en situation clinique (52).

Dans notre étude, nous avons utilisé le logiciel "Geomagic Qualify 13" pour traiter et analyser les fichiers 3D. Pour chaque système nous avons utilisé le premier fichier de ce même système comme référence. Nous aurions pu prendre comme référence un fichier .STL numérisé avec un scanner industriel de haute précision, mais le but de notre étude était d'évaluer la répétabilité intra-système. La justesse est définie par la déviation moyenne 3D standard selon la norme ISO 5725-1 (53,54). Comme notre étude a été réalisée sur la moyenne des déviations positives et négatives des empreintes d'un même système, les résultats obtenus ne nous permettent pas de conclure quant à la justesse du système mais uniquement quant à sa répétabilité. Le logiciel de comparaison 3D est capable d'aligner un fichier référence (la première empreinte) et un fichier "test" selon l'algorithme "alignement

best fit" cette procédure est utilisée dans de nombreuses études(3,52,55,56). GÜth J-F et son équipe avaient montré que cette procédure d'alignement ne pouvait influencer les résultats que de moins d'1 µm (57).

## **2. Test de répétabilité**

Une étude in-vitro de l'American Dental Association réalisé par G. Hack et S. Patzelt en septembre 2015 (50), réalisée sur une préparation unitaire, a montré que la plus petite différence de déviation standard (justesse) était entre le fichier de référence et les empreintes réalisées avec la Trios ( $6.9 \pm 0.9 \mu\text{m}$ ). Cette différence est plus importante avec la PlanScan ( $30.9 \pm 10.8 \mu\text{m}$ ). Ces résultats concordent avec ceux de notre étude. Dans cette même étude ils ont montré une différence significative de répétabilité (précision) entre la TRIOS ( $4.5 \pm 0.9 \mu\text{m}$ ) et la PlanScan ( $26.4 \pm 5.0 \mu\text{m}$ )

Une étude montre que la précision et la justesse des empreintes diminuent avec leur portée. Ting-shu Su et Jian Sun ont montré que la précision diminuait avec la portée du balayage (3). La précision du scanner intra-oral (Trios) est cliniquement acceptable quand la portée est inférieure à une demi-arcade dentaire. Pour le système de laboratoire testé par cette équipe, la précision est acceptable pour une arcade complète. Ces résultats indiquent que les empreintes optiques sont cliniquement acceptables pour des restaurations unitaires et des bridges de petite portée.

## **3. Influence et conséquence des technologies utilisées et du poudrage**

Comme montré dans une publication (52), il est possible que la technologie utilisée ait une influence sur la précision finale de l'empreinte numérique. Cette étude a démontré que la moins bonne exactitude des modèles issus de la Cerec Bluecam était due à la technologie utilisée, ainsi qu'à l'algorithme utilisé par le logiciel d'exploitation.

Une autre étude (58) a mis en évidence que les systèmes utilisant la technologie de capture image par image pouvaient générer plus d'erreur. Dans cette

technologie, les images sont raccordées entre elles par un algorithme qui repère la meilleure superposition possible. Chaque fusion peut avoir une erreur aléatoire, qui peut augmenter l'erreur finale, et donc diminuer la répétabilité.

On observe une différence significative entre les scanners intra-oraux nécessitant un poudrage (Bluecam, Apollo Di, Planscan) et le système Trios. Ces systèmes nécessitaient un re-poudrage partiel lors de la numérisation et cette fine couche de poudre peut modifier la surface à enregistrer (49). Même si cette couche de poudre peut être prise en compte par le logiciel du système, la variabilité de cette épaisseur due au manipulateur, peut expliquer la différence de répétabilité entre le système sans poudrage et les scanners de laboratoire poudré une seule fois.

L'étude de R. Nedelcu et A. Persson (59) a révélé des différences significatives entre les scanners nécessitant un poudrage et les autres. Ils ont aussi mis en évidence des erreurs spécifiques aux systèmes utilisant la microscopie parallèle confocale avec certains matériaux tels que le Telio Cad qui a un indice de réflexion proche de l'émail.

#### **4. Précision de l'empreinte optique**

Andreas Ender et son équipe ont montré dans une étude réalisée in vivo que le niveau de précision était comparable aux techniques dites "traditionnelles". Dans cette étude ils ont comparé des empreintes réalisées selon deux méthodes traditionnelles et des empreintes réalisées avec sept scanners intra-oraux dont la Trios et la Cerec Bluecam (56). Cette étude montre que la précision de l'empreinte d'un quadrant était satisfaisante pour la quasi totalité des restaurations prothétiques. Elle révèle aussi une grande différence entre les différents systèmes étudiés. La déviation moyenne mesurée étant de  $25.7 \pm 4.9 \mu\text{m}$  pour la Trios et de  $43.3 \pm 19.6 \mu\text{m}$  pour la Bluecam.

Une autre étude in vivo, réalisée par la même équipe, mais sur une arcade complète (55), a montré que les empreintes conventionnelles avaient une meilleure exactitude que les empreintes numériques à l'exception de celles réalisées avec un

alginate. Ils n'ont pas montré de différence significative entre les différents systèmes testés pour l'exactitude de la numérisation d'une arcade complète.

Pour démontrer l'exactitude et la répétabilité d'un système numérique certains auteurs comparent la qualité d'adaptation des couronnes réalisées.(49,60–62). Ces différentes études n'ont pas montré de différences significatives entre les couronnes confectionnées d'une manière conventionnelle et les numériques. La comparaison de ces éléments prothétiques prend en compte les erreurs dues au flux numérique. Les deux études réalisées in-vivo(61,62), arrivent aux mêmes conclusions que les études in-vitro (49,60).

### III. Conclusion

Nous avons vu au cours de ce travail que chaque système d'empreinte optique était constitué d'une caméra intra-orale, d'une unité informatique et d'un écran de contrôle. Les technologies employées sont toutefois profondément différentes, ce qui explique les différences relevées lors de leur utilisation : poudrage, enregistrement continu ou par un assemblage de clichés, gestion des données.

Les empreintes optiques, comme les empreintes conventionnelles, se doivent de fournir les informations nécessaires aux prothésistes. Nous avons vu les limites et les causes des imprécisions liées à la prise d'empreintes numériques. Grâce à un changement d'habitudes ainsi qu'à une meilleure formation des manipulateurs, certaines de ces erreurs sont probablement vouées à disparaître. Les autres, liées aux technologies utilisées, devraient disparaître avec les évolutions dans le domaine de la numérisation optique et volumétrique.

Dans la deuxième partie nous avons testé la répétabilité de différentes machines mises à notre disposition. Chaque scanner est différent mais le résultat de sa numérisation doit être reproductible, afin de confirmer sa fiabilité. Contrairement aux travaux déjà publiés, nous avons souhaité tester la répétabilité de l'empreinte optique non pas sur un enregistrement unitaire mais sur un enregistrement plural. La distance, de même que le passage de la crête édenté, constitue en effet des « complications » à l'enregistrement pour les systèmes intra-oraux.

Nous avons montré les atouts indéniables des scanners de laboratoire ainsi que les limites des systèmes intra-oraux avec poudrage, mais ces derniers, basés sur des technologies plus anciennes, sont voués à disparaître. Parmi les systèmes testés, la répétabilité du système "Trios" (3shape), équipé d'une technologie plus récente, ne présente pas de différence significative avec un système de laboratoire (D700, 3shape). Ces nouveaux scanners intra-oraux, plus performants, ouvrent de nouvelles perspectives d'avenir.

La démocratisation de l'empreinte optique ne pourra se faire que par une baisse des coûts et d'une réelle ouverture du flux numérique. Notre étude tend à

démontrer que cette vulgarisation ne doit pas se faire par l'utilisation de technologies anciennes (moins onéreuses) au dépend de la qualité de l'empreinte.

Enfin, il ne faut pas oublier que l'empreinte optique ne constitue que la première étape de la chaîne prothétique numérique. Or le résultat final dépend de tous les autres acteurs de cette chaîne : logiciel de conception, de calcul de trajet d'usinage, qualité de l'usinage.

## IV. Annexe

Tableau de comparaisons des déviations positives et négatives des empreintes des préparations 14 et 16, comparées unitairement.

Moyenne des écarts négatifs								
Modèle	2	3	4	5	6	7	8	9
1	-0,0132	-0,0175	-0,0143	-0,0183	-0,0171	-0,0245	-0,0167	-0,0247
2		-0,0182	-0,0138	-0,0251	-0,0226	-0,0244	-0,0163	-0,0216
3			-0,012	-0,0203	-0,0217	-0,0256	-0,0165	-0,0286
4				-0,0171	-0,016	-0,021	-0,0146	-0,0208
5					-0,0136	-0,0199	-0,0172	-0,019
6						-0,0196	-0,0201	-0,0258
7							-0,0155	-0,0175
8								-0,0172
	mm	$\mu\text{m}$						
Moyenne	-0,02	<b>-19,11</b>						
Ecart-type	0,00	<b>4,10</b>						
Moyenne des écarts positifs								
Modèle	2	3	4	5	6	7	8	9
1	0,0122	0,0136	0,0131	0,0128	0,0112	0,0159	0,0146	0,0154
2		0,0111	0,0113	0,012	0,0112	0,0152	0,0126	0,0144
3			0,01	0,0115	0,01	0,0142	0,0113	0,0168
4				0,0093	0,0086	0,0132	0,0104	0,0144
5					0,0103	0,0116	0,0104	0,0126
6						0,0162	0,0139	0,0165
7							0,0109	0,0154
8								0,0157
	mm	$\mu\text{m}$						
Moyenne	0,01	<b>12,76</b>						
Ecart-type	0,00	<b>2,23</b>						

Tableau 10 Résultat des moyennes des écarts positifs et négatifs en mm de la préparation 14 (ltero)

Moyenne des écarts négatifs								
Modèle	2	3	4	5	6	7	8	9
1	-0,0214	-0,0256	-0,0254	-0,0239	-0,0234	-0,0321	-0,0214	-0,0197
2		-0,0259	-0,0236	-0,0205	-0,0239	-0,0326	-0,0241	-0,0241
3			-0,0195	-0,0176	-0,0193	-0,0281	-0,0176	-0,0169
4				-0,0178	-0,0225	-0,0342	-0,0263	-0,0242
5					-0,0274	-0,0388	-0,0232	-0,0282
6						-0,0199	-0,0141	-0,0167
7							-0,0158	-0,0158
8								-0,0192
	mm	$\mu\text{m}$						
Moyenne	-0,02	<b>-23,08</b>						
Ecart-type	0,01	<b>5,55</b>						
Moyenne des écarts positifs								
Modèle	2	3	4	5	6	7	8	9
1	0,0142	0,0158	0,0143	0,0122	0,0163	0,0133	0,0096	0,0111
2		0,0188	0,0184	0,0138	0,0157	0,0205	0,0139	0,0165
3			0,0153	0,0117	0,0137	0,0166	0,0113	0,0135
4				0,024	0,0169	0,0188	0,0144	0,0221
5					0,0164	0,018	0,0115	0,0171
6						0,0167	0,0094	0,0139
7							0,0093	0,0141
8								0,0155
	mm	$\mu\text{m}$						
Moyenne	0,02	<b>15,13</b>						
Ecart-type	0,00	<b>3,37</b>						

Tableau 11 Résultat des moyennes des écarts positifs et négatifs en mm de la préparation 16 (Itero)

## V. Index des figures

Figure 1 Etape de la chaine CFAO .....	3
Figure 2 Les différents types de CFAO .....	4
Figure 3 Démonstration CFAO à l'ADF en 1985 (10) .....	6
Figure 4 Système GN1 de la société GC.....	7
Figure 5 Présentation des différentes caméras depuis 2010.....	8
Figure 6 Schéma représentatif de la triangulation sans lumière structurée (17).....	13
Figure 7: Méthode de triangulation active en 2D (24).....	14
Figure 8 Schéma représentatif de la méthode de mesure par projection d'un point [14] .....	15
Figure 9 Schéma représentatif de la méthode par projection d'une ligne en triangulation par lumière structurée (17).....	16
Figure 10 Schéma représentatif de la méthode de mesure par projection d'un masque en triangulation par lumière structurée (17).....	17
Figure 11 Schéma représentatif de la méthode de mesure par moiré optique (17)..	19
Figure 12 Schéma représentatif de la méthode de mesure par moiré électronique (17).....	20
Figure 13 Principe de la microscopie confocale parallèle (28).....	21
Figure 14 Méthode par imagerie parallèle confocale(31) .....	22
Figure 15 Principe de fonctionnement de l'échantillonnage actif de front d'onde AWS (34) .....	23
Figure 16 Cap°dent .....	24
Figure 17 Système de poudrage Optispray (Sirona) .....	26
Figure 18 : a: modèle étalon avant poudrage ; b: modèle étalon après poudrage .....	27
Figure 19 Prise d'empreinte intra-buccale à l'aide de l'I-Tero .....	28
Figure 20 Préparations cliniques du bridge 24-26 à l'origine du modèle étalon.....	31
Figure 21 Capture d'écran de l'empreinte numérique réalisée à l'aide d'une caméra Trios (3shape) .....	31
Figure 22 Modèle étalon usiné en chrome/cobalt .....	32
Figure 23 Le système trios (version Cart, monochrome).....	33
Figure 24 Système kart I Tero .....	34
Figure 25 a. Système Appolo Di b. Système bluecam.....	35

Figure 26 Caméra Planscan (POD).....	35
Figure 27 Le système D700 de 3Shape .....	36
Figure 28 Le système Imetric D104.....	37
Figure 29 Exemple de modélisation 3D du rapport d'analyse comparant le fichier 6 au fichier référence 1 (système trios) .....	39
Figure 30 : Synthèse des déviations positives des différents systèmes. Des valeurs aberrantes (o) sont mesurées dans chaque système à l'exception de l'appoloDi. ...	47
Figure 31 Synthèse des déviations négatives des différents système. Les valeurs aberrantes (o) sont exclues. ....	48
Figure 32 Synthèse des différentiels de déviations .....	49
Figure 33 Graphique récapitulatif de comparaison par paire .....	50

## VI. Index des tableaux

Tableau 1 Tableau récapitulatif des différents scanners (non*: nécessité de poudrage pour notre modèle) .....	37
Tableau 2 Résultat des moyennes des écarts positifs et négatifs en mm (D700) ...	41
Tableau 3 Résultat des moyennes des écarts positifs et négatifs en mm (Imetric D104).....	42
Tableau 4 Résultat des moyennes des écarts positifs et négatifs en mm (Trios 3Shape).....	43
Tableau 5 Résultat des moyennes des écarts positifs et négatifs en mm (Planscan) .....	44
Tableau 6 Résultat des moyennes des écarts positifs et négatifs en mm (CerecBluecam).....	45
Tableau 7 Résultat des moyennes des écarts positifs et négatifs en mm (Planscan) .....	46
Tableau 8 Tableau récapitulatif des moyennes des écarts positifs et négatifs des différents systèmes.....	47
Tableau 9 Tableau récapitulatif de comparaison par paires. Les cellules surlignées en jaune caractérisent les différences significatives ( $p < 0.05$ ).....	51
Tableau 10 Résultat des moyennes des écarts positifs et négatifs en mm de la préparation 14 (Itero).....	58
Tableau 11 Résultat des moyennes des écarts positifs et négatifs en mm de la préparation 16 (Itero).....	59

## VII. BIBLIOGRAPHIE

1. Berrendero S, Salido MP, Valverde A, Ferreiroa A, Pradíes G. Influence of conventional and digital intraoral impressions on the fit of CAD/CAM-fabricated all-ceramic crowns. *Clin Oral Investig*. 2016 Jan 23;
2. Christensen G. Impressions are changing: deciding on conventional, digital or digital plus in-office milling. *J Am Dent Assoc*. 2009;
3. Su T, Sun J. Comparison of repeatability between intraoral digital scanner and extraoral digital scanner: An in-vitro study. *J Prosthodont Res*. 2015 Oct;59(4):236–42.
4. Cordelette M, Jordan-Combarieu F. Evolutions majeures de la CFAO directe. *Inf Dent*. 2014 mai;96(20).
5. Tapie L, Lebon N, Attal J-P. La chaîne numérique eb CFAO dentaire en prothèse conjointe. Structuration de la chaîne de production. *Réal Clin* 2015. 26(4).
6. Hollender M, Allard Y, Richelme J, Casu J-P. La CFAO indirecte. *Inf Dent*. 2014 mai;96(20).
7. Duret F. L'AVENTURE de la CFAO. *Inf Dent*. 96(20).
8. Duret F. Empreinte Optique: thèse en chirurgie dentaire. Université de Lyon; 1973.
9. Duret F, Pélissier B. CFAO : le temps des pionniers. *L'information dentaire*. 2007;29.
10. Heyblom J. La CFAO dentaire trente ans après. *Prof Chir Dent*. 2003;02(2).
11. Logozzo S, et al. A Comparative Analysis Of Intraoral 3d Digital Scanners For Restorative Dentistry. *Internet J Med Technol*. 2008;5(1).
12. Joda T, Brägger Urs. Complete digital workflow for the production of implant-supported single-unit monolithic crowns. *Clinical Oral Implants Research*. 2014 Nov;25(11).
13. Sites Fabricants.
14. GUIDE DE LA CFAO DENTAIRE [Internet]. [cited 2016 Jan 13]. Available from: <http://www.cnifpd.fr/guidecfao/numerisation.html>
15. Chouraqui J-F, Moussally C. Les différents système d'empreinte optique: comment faire son choix? *Réal Clin* 2015. 2015 Dec;26(4).
16. Landwerlin O. CFAO Dentaire et empreinte optique: les caméras au banc d'essai [Internet]. [cited 2016 Jan 13]. Available from:

<http://www.lefildentaire.com/articles/analyse/guides-dachat/cfao-dentaire-et-empreinte-optique-les-cameras-au-banc-dessai/>

17. Duret F, Pélissier B. Différentes méthodes d’empreinte en CFAO dentaire. (Elsevier Masson).
18. Duret F. Dispositif de prise d’empreinte par des moyens optiques, notamment en vue de la réalisation automatique de prothèses. 1988.
19. Bourcharlat G. Dispositifs à transfert de charges (CCD) | Techniques de l’Ingénieur [Internet]. 2006. Available from: <http://www.techniques-ingenieur.fr/base-documentaire/electronique-automatique-th13/electronique-analogique-42279210/dispositifs-a-transfert-de-charges-ccd-e2530/>
20. Schneider C., Finelle G., Galucci G.O. Management of the digital stream in dentistry. J Odonto Stomatol 2015. 44(3).
21. Al-Jubour O, Azari A. An introduction to dental digitizers in dentistry; systematic review. Journal of Chemical and Pharmaceutical Research. 2015 juillet;
22. 3D Active Tringulation [Internet]. [cited 2016 Jan 25]. Available from: <http://homes.esat.kuleuven.be/~konijn/active.html>
23. El-Hakim S, Beraldin J, Blais F. A comparative evaluation of the performance of passive and active 3-D vision systems. J Photogramm Remote Sens. 1995;(14).
24. Bajard A. Numérisation 3D de surfaces métalliques spéculaires par imagerie infrarouge. Université de Bourgogne; 2012.
25. Logozzo S, Zanetti E, Franceschini G, Kilpelä A, Mäkinen A. A recent advances in dental optics: 3D intraoral scanners for restorative dentistry Optics and Lasers in Engineering. 2014;
26. Tatasciore P. Récupération des franges d’interférence en interférométrie holographique appliquée aux grandes déformations des corps opaques. Ecole Polytechnique fédérale de Zurich; 1989.
27. Jouanjean G. Les empreintes optiques au cabinet dentaire. Faculté de Chirurgie Dentaire de Nantes; 2013.
28. Minsky M. Brevet US3013467 - Microscopy apparatus - Google Brevets [Internet]. [cited 2016 Jan 25]. Available from: <http://www.google.com/patents/US3013467>
29. Leiva R, Garcia J, Munoz J. Application of confocal laser scanning microscopy to the in-situ and ex situ study of corrosion processes. Current Microscopy Contributions to Advances in Science and Technology. [Internet]. Formatex; 2012. Available from: [www.formatex.info/microscopy5/book/569-581.pdf](http://www.formatex.info/microscopy5/book/569-581.pdf).
30. David G Grier. Parallel scanned laser confocal microscope. WO2003012517 A2.

31. Brochu M. Focus sur les scanners dentaires numériques. *Can J Restor Dent Prosthodont*. 2009 Mai;
32. Pons Bernad G, Blanc-Féraud L, Zerubia J. Restauration d'images biologiques 3D en microscopie confocale par Transformée en Ondelettes Complexes. INRIA; 2006.
33. Frigerio, Federico. 3-dimensional surface imaging using Active Wavefront Sampling [Internet]. Massachusetts Institute of Technology; 2006 [cited 2016 Jan 25]. Available from: <http://dspace.mit.edu/handle/1721.1/38258>
34. Heber S. 3D image reconstruction using active wavefront sampling. Graz University of Technology; 2010.
35. Raynal J, Archien C. De la stratégie prothétique à la stratégie numérique, rôle du biomimétisme. *Strateg Prothétique* 2014. 14(2).
36. Soenen A, Le Gac O, Sireix C. L'empreinte optique intra-buccale au service de la CFAO semi-directe en clinique. *Fil Dent*. 2014 décembre;
37. Kim J-H, Kim K-B, Kim S-H, Kim W-C, Kim H-Y, Kim J-H. Quantitative evaluation of common errors in digital impression obtained by using an LED blue light in-office CAD/CAM system. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 2015 May;46(5):401–7.
38. Kurz M, Attin T, Mehl A. Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system. *Clin Oral Investig*. 2015 Nov;19(8):2035–43.
39. Park H-R, Park J-M, Chun Y-S, Lee K-N, Kim M. Changes in views on digital intraoral scanners among dental hygienists after training in digital impression taking. *BMC Oral Health*. 2015;15(1):151.
40. Etienne O. Le système Trios de 3 Shape, de l'empreinte optique à la réalisation prothétique. *Inf Dent*. 2014 Sep 3;96(29).
41. Sans E. Justesse et précision des modèles de travail issus des empreintes optiques. [Bordeaux]; 2015.
42. Mai Lan Tran, Cannas B., Boutin N. L'empreinte optique en implantologie: où en sommes-nous? *Rev Ondonto Stomatol*. 2015 Sep;44(3).
43. Manfred K. Prise d'empreinte intrabuccale : les ensembles de données numériques pourront être collectés partout. *CADCAM* 2012. 2(1).
44. Soenen A. La CFAO semi-directe : principe et indications. *Inf Dent*. 2014 Mai;
45. Ender A, Mehl A. Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent*. 2013;16(1):11–21.
46. Larousse - Le petit dictionnaire. 2014.
47. VIM. Vocabulaire International de métrologie.

48. Prothèse numérique - Glossaire. *Réalités cliniques*. 2015 décembre;26(4).
49. Seelbach P, Brueckel C, Wöstmann B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Investig*. 2013 Sep;17(7):1759–64.
50. Hack G., Patzelt SB. Evaluation of the Accuracy of Six Intraoral Scanning Devices: An in-vitro Investigation. ADA. 2015 Sep;
51. Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 2015 Jan;46(1):9–17.
52. Patzelt SBM, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig*. 2014 Jul;18(6):1687–94.
53. Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results - Part 1: General principles and definitions (ISO 5725-1:1994).
54. Güth J-F, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig*. 2013 May;17(4):1201–8.
55. Ender A, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent*. 2015 Nov 6;
56. Ender A, Zimmermann M, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions. *Clin Oral Investig*. 2015 Nov 7;
57. Güth JF, Keul C, Beuer F, Edelhoff D. Untersuchung zur Reproduzierbarkeit und Genauigkeit der 3D-Ausrichtung zum Vergleich von STL-Datensätzen. *DGpro.de*. 2011 Mai;
58. Rhee Y-K, Huh Y-H, Cho L-R, Park C-J. Comparison of intraoral scanning and conventional impression techniques using 3-dimensional superimposition. *J Adv Prosthodont*. 2015 Dec;7(6):460–7.
59. Nedelcu RG, Persson ASK. Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: an in vitro comparison based on 3-dimensional analysis. *J Prosthet Dent*. 2014 Dec;112(6):1461–71.
60. Cho S-H, Schaefer O, Thompson GA, Guentsch A. Comparison of accuracy and reproducibility of casts made by digital and conventional methods. *J Prosthet Dent*. 2015 avril;113(4):310–5.
61. 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 Nov;19(8):2027–34.

62. Berrendero S, Salido MP, Valverde A, Ferreiroa A, Pradés G. Influence of conventional and digital intraoral impressions on the fit of CAD/CAM-fabricated all-ceramic crowns. *Clin Oral Investig.* 2016 Jan 23;

