



Fiabilité du scanner de laboratoire à l'échelle d'une arcade complète: étude in vitro

Siham Ghalfi

► To cite this version:

Siham Ghalfi. Fiabilité du scanner de laboratoire à l'échelle d'une arcade complète: étude in vitro. Sciences du Vivant [q-bio]. 2017. dumas-02351522

HAL Id: dumas-02351522

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02351522>

Submitted on 6 Nov 2019

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

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



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License

UNIVERSITE PARIS DIDEROT - PARIS 7

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

5, Rue Garancière 75006 PARIS

Année 2017

Thèse N° : 5174

N° attribué par la bibliothèque : 2017PA07G063

THESE pour le DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR

en CHIRURGIE DENTAIRE

présentée et soutenue publiquement le

par **GHALFI Siham**

**FIABILITE DU SCANNER DE LABORATOIRE A L'ECHELLE
D'UNE ARCADE COMPLETE: ETUDE IN VITRO**

Directeur de thèse : Docteur Philippe GATEAU

JURY

M. le Professeur Vianney DESCROIX	Président
M. le Docteur Aleksandar DAKIC	Assesseur
M. le Docteur Philippe GATEAU	Assesseur
M. le Docteur Jean-Francois NGUYEN	Assesseur
Mme le Docteur Elisabeth SARFATI	Assesseur
M. le Docteur Eliott ZAGHROUN	Assesseur
M. le Docteur Julien THOMAS	Assesseur

UNIVERSITE PARIS DIDEROT - PARIS 7

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

5, Rue Garancière 75006 PARIS

Année 2017

Thèse N° :

N° attribué par la bibliothèque :

THESE pour le DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR

en CHIRURGIE DENTAIRE

présentée et soutenue publiquement le

par **GHALFI Siham**

née le 04/05/1990

**FIABILITE DU SCANNER DE LABORATOIRE A L'ECHELLE D'UNE
ARCADE COMPLETE: ETUDE IN VITRO**

Directeur de thèse : Docteur Philippe GATEAU

JURY

M. le Professeur Vianney DESCROIX

Président

M. le Docteur Aleksandar DAKIC

Assesseur

M. le Docteur Philippe GATEAU

Assesseur

M. le Docteur Jean-Francois NGUYEN

Assesseur

Mme le Docteur Elisabeth SARFATI

Assesseur

M. le Docteur Eliott ZAGHROUN

Assesseur

M. le Docteur Julien THOMAS

Assesseur

U N I V E R S I T E P A R I S D I D E R O T – P A R I S 7

Présidente de l'Université :

Mme la Professeure Christine CLERICI

Doyenne de l'U.F.R. d'Odontologie :

Mme la Professeure Ariane BERDAL

Directrice Générale des Services :

Madame Pascale SAINT-CYR

J U R Y

M. le Professeur Vianney DESCROIX

Président

M. le Docteur Aleksandar DAKIC

Assesseur

M. le Docteur Philippe GATEAU

Assesseur

M. le Docteur Jean-Francois NGUYEN

Assesseur

Mme le Docteur Elisabeth SARFATI

Assesseur

M. Le Docteur Eliott ZAGHROUN

Assesseur

M. le Docteur Julien THOMAS

Assesseur

M. le Professeur Vianney DESCROIX

Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur en Pharmacie
Diplôme de Doctorat
Professeur des Universités - Praticien Hospitalier

Pour l'honneur que vous me faites en acceptant la présidence du jury de cette thèse, je vous prie de trouver ici l'expression de ma respectueuse considération.

M. le Docteur Aleksandar DAKIC

Docteur en Chirurgie Dentaire
Assistant Hospitalo-Universitaire

Pour l'honneur de vous voir siéger dans ce jury, veuillez trouver ici l'expression de mon profond respect.

M. le Docteur Philippe GATEAU

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités -
Praticien Hospitalier

Vous m'avez fait l'honneur d'accepter la direction de cette thèse. Soyez assuré de ma profonde considération.

M. le Docteur Jean-François NGUYEN

Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférences des Universités -
Praticien Hospitalier

Pour l'honneur que vous me faites en participant au jury de ma thèse, veuillez trouver ici l'expression de toute ma gratitude et mes plus sincères remerciements.

Mme le Docteur Marion PARIS

Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférences des Universités -
Praticien Hospitalier

Merci de votre présence au sein de notre jury. Veuillez trouver ici le témoignage de notre gratitude.

Mme le Docteur Elisabeth SARFATI

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités -
Praticien Hospitalier

Pour l'honneur que vous me faites de siéger dans ce jury, la patience, la disponibilité et la clarté de votre enseignement, je vous prie de croire en ma plus grande gratitude.

M. le Docteur Julien THOMAS

Docteur en Chirurgie Dentaire
Assistant Hospitalo-Universitaire

Pour l'honneur que vous me faites de siéger au sein du jury, je vous prie de trouver ici l'expression de mes sincères remerciements.

M. le Docteur Eliott ZAGHROUN

Docteur en Chirurgie Dentaire
Assistant Hospitalo-Universitaire

Soyez assuré de ma gratitude pour votre enseignement de qualité et pour l'honneur que vous me faites de siéger au jury de cette thèse.

SOMMAIRE

1. Introduction	7
2. Impératifs de l'empreinte en prothèse conjointe.....	8
2.1. La Limite cervicale.....	8
2.2. Le Profil d'émergence.....	10
2.3. L'Intrados prothétique.....	12
2.4. Spécificité des empreintes de grande étendue (Kim et al. 2005).....	13
3. Le Scanner de Laboratoire	15
3.1. Acquisition de l'image	16
3.1.1. La Triangulation (Duret et al. 2007; Duret et Pelissier 2010; Duret 2011; Landewerlin 2011; Landewerlin et Fages 2014).....	17
3.1.2. Imagerie confocale parallèle (Canivet 2013; Cazier et Moussaly 2013; Cochard)	22
3.1.3. « Active Wave Front Sampling » ou Défocalisation : LAVA C.O.S. (3M ESPE)	24
3.2. Traitement de l'image	26
3.2.1. Réception de l'information analogique.....	26
3.2.2. Traitement de l'information numérique. Modélisation du nuage de points : La Triangulation (Ramsay et al. 2007; Wikipedia 2017b).....	27
3.2.3. Corrélation d'image et fusion « MESH ZIPPERING » (Lounis et al. 2006)	29
4. Protocole experimental.....	34
4.1. Matériel.....	34
4.1.1. D2000 3Shape.....	34
4.1.2. InEos X5 Sirona.	36
4.1.3. Réalisation du maitre modèle.....	38
4.2. Méthode.	41
4.2.1. Réalisation des empreintes.....	41
4.2.2. Comparaison des données.....	42
5. Analyse statistique	47
5.1. Examen descriptif des mesures recueillies.....	47
5.2. Compatibilité des mesures de chaque distance avec la valeur réelle.....	50
5.3. Cohérences des mesures faites avec les deux appareillages	51
5.4. Conclusion	54
6. Discussion	55
7. Conclusion.....	56
8. BIBLIOGRAPHIE	57
9. Table des illustrations	60

Fiabilité du scanner de laboratoire à l'échelle d'une arcade complète – Etude in vitro

1. Introduction

Ces dernières années, de nombreuses études se sont intéressées à l'intérêt de l'empreinte optique dans le cadre de l'exercice de l'art dentaire.

En effet, l'utilisation du scanner intra oral dans le but d'une restauration unitaire ou sectorielle a été approuvée scientifiquement. Celui ci sera connecté à un ordinateur permettant la visualisation instantanée de l'empreinte, pour ensuite permettre à l'unité de design, d'élaborer une restauration prothétique.

Cependant, l'utilisation du scanner intra oral dans le cadre d'une restauration sur arcade complète supra dentaire ou supra implantaire a été réfutée et cela notamment à travers la thèse de notre consoeur, le Docteur Blandine Babina.

Ainsi, à l'issue de son étude, elle a obtenue une précision de l'ordre de 100 microns à certains endroits, et cela notamment lors du passage d'une hém arcade à une autre.

De plus, la numérisation se faisant de façon itérative, on constate que plus l'objet à enregistrer est volumineux, plus le nombre de prises sera important, plus la corrélation sera grande et plus la précision sera faible.

C'est pourquoi, aujourd'hui nous allons nous intéresser au même problème, appliqué au scanner de laboratoire.

A la différence du scanner intra orale, l'opérateur ne manipule pas et nous sommes pas amenés à faire évoluer le manche du scanner tout au long de l'arcade, manipulation qui serait source de distorsion et donc d'erreur.

Le scanner de laboratoire est équipé de plusieurs caméras, parfois mobiles sur plusieurs axes, qui viendront à partir de différents angles de prises, acquérir les images, qui par la suite seront corrélées entre elles.

Concernant l'empreinte conventionnelle, elle fait appel à des matériaux à empreintes chimiques qui, selon leurs propriétés physicochimiques, nous permettrons d'obtenir une empreinte plus ou moins fidèle, plus ou moins précise.

Par ailleurs, nous évaluerons la précision du scanner de laboratoire selon la puissance du système d'acquisition de la camera, mais également de la puissance de son logiciel d'exploitation de données

Plusieurs études ont prouvé la précision de l'empreinte optique au scanner de laboratoire, pour des restaurations unitaires ou plurales de petite étendue, qui s'est révélée au moins aussi précise que les techniques conventionnelles, mais est-ce valable sur une arcade complète ?

2. Impératifs de l'empreinte en prothèse conjointe

La qualité de l'empreinte en prothèse conjointe est le garant de la pérennité prothétique et du succès thérapeutique. Ainsi plusieurs paramètres seront à contrôler lors du retrait de l'empreinte afin de valider cette étape, et ainsi poursuivre la confection de la prothèse.

2.1. La Limite cervicale

Elle doit être parfaitement lisible sur l'empreinte à l'oeil nue, donc parfaitement réalisée par le praticien, puis correctement enregistrée; il est à noter qu'une limite cervicale non visible à l'oeil nue sera forcément mal enregistrée sur l'empreinte aussi bien sur une empreinte conventionnelle (Elastomères) que sur un scanner de Laboratoire.

Par conséquent, une limite cervicale mal enregistrée entraînera un défaut d'adaptation de la prothèse au niveau de ses bords. En effet, c'est à ce niveau là que le prothésiste viendra débiter la réalisation de la prothèse, qui viendra sertir la dent de façon la plus étanche possible. Si l'enregistrement n'est pas juste, on obtiendra un défaut d'adaptation de la prothèse au niveau cervicale, entraînant un défaut d'étanchéité nous conduisant à un échec sur deux plans :

- biologique avec une **percolation bactérienne** et une possibilité de reprise de carie. En cas de sur ou sous contours, la prothèse viendra léser les tissus parodontaux car l'espace biologique n'a pas été respecté;
- prothétique avec une fragilité de la prothèse augmentant le **risque de fracture**.

De nombreuses études ont démontrés que l'adaptation finale de la prothèse dépend de nombreux facteurs tel que la limite cervicale, la technique d'élaboration de la prothèse (conventionnelle ou CAD CAM) ou encore la qualité du ciment.

En 2017, ROCIO ORTEGA and al ont montrés à l'issue de leur étude que la dimension du joint variait entre 39 et 101 microns selon que la prothèse soit issue d'une empreinte conventionnelle ou qu'elle ait été réalisée avec un scanner (Ortega et al. 2017).

Cependant, aucun consensus n'a été établi aujourd'hui concernant la dimension du joint externe cliniquement acceptable. Selon la littérature, les valeurs se situeraient entre 50 et 200 microns (Gonzalo et al. 2008, 2009; Martínez-Rus et al. 2011).

On observe qu'il n'y a globalement pas de différence entre l'espace interne et externe des prothèses. Toutefois, on observe des valeurs plus élevées sur les couronnes en Colbat chromes réalisés avec une technique conventionnelle. (Environ 100 microns)

Les couronnes en zircone de chez Nobel Procera obtenue par le biais d'une empreinte optique, obtiennent de meilleurs résultats avec un joint d'environ 39 microns.

Enfin, celles obtenues dans le groupe LAVA ET VITA présentent un joint d'une dimension intermédiaire d'environ 60 microns.

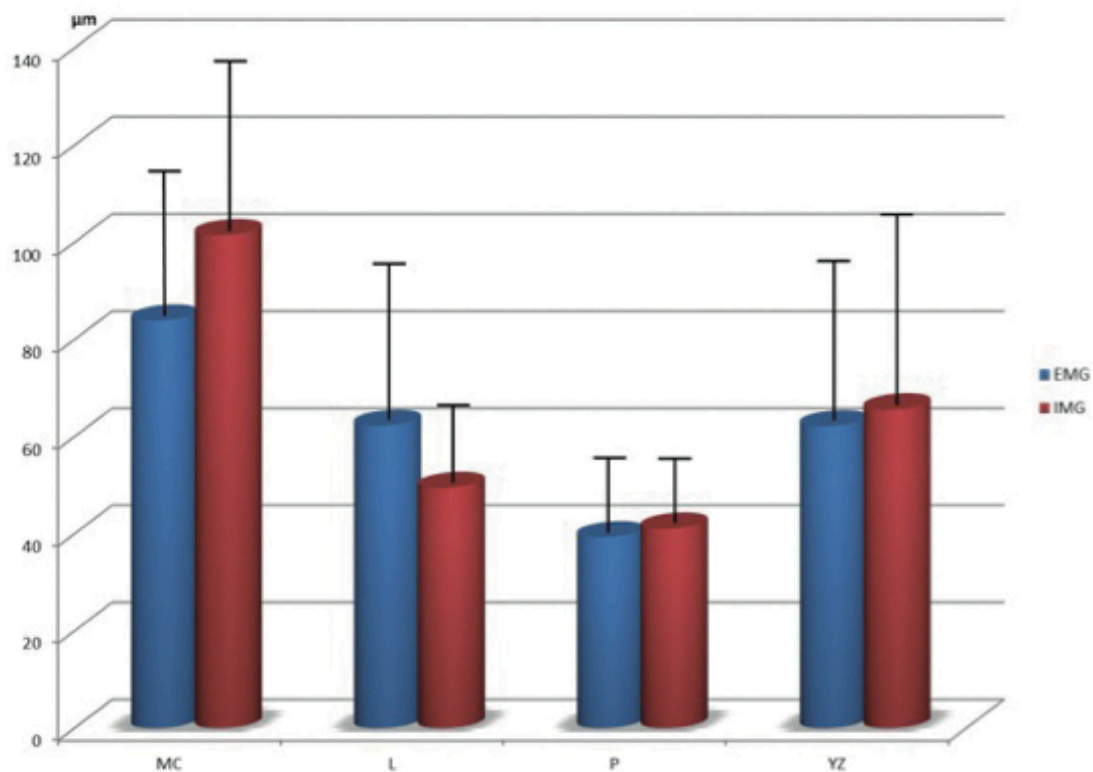


Figure 1: Mean and standard deviation values of the external and the internal marginal gap of the crown specimens

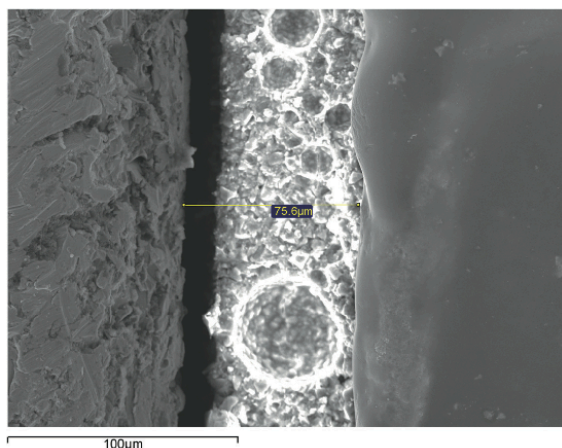


Fig. 3 SEM photograph (×500 magnification) showing the external marginal gap of an In-Ceram YZ specimen.

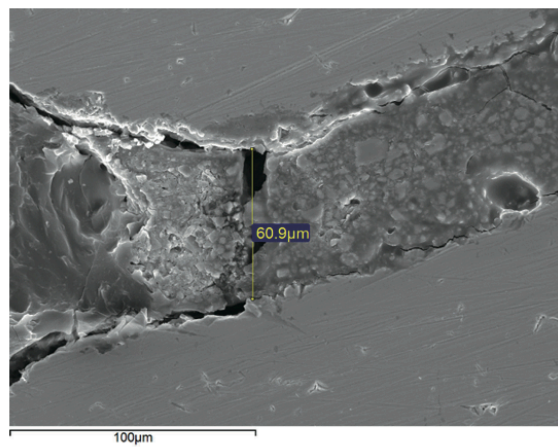


Fig. 4 SEM photograph (×500 magnification) showing the internal marginal gap of a Lava specimen.

Figure 2: Photographie du joint externe vue au microscope

2.2. Le Profil d'émergence

En 1989, Croll définit le profil d'émergence. Elle correspond sur une dent naturelle à la partie du contour dentaire axial s'étendant de la base du sulcus, où se situe la jonction amélo-cémentaire, vers l'environnement buccal, en passant par la gencive libre.

En 2004, Armond et Coudret ajoutent que le profil d'émergence doit s'intégrer à l'anatomie cervicale du parodonte marginal. Il s'agirait donc du **prolongement de la racine en direction coronaire, en considérant la forme des tissus mous**. La réalisation de la prothèse devra donc prendre en considération cet axe afin d'avoir une prothèse en continuité avec l'axe de la dent, nous permettant d'avoir une répartition harmonieuse et équilibrée des forces, et ainsi d'éviter la fracture de la prothèse et de la dent (Perel 1971; Croll 1989; Armand et Couret 2004).

Le respect du profil d'émergence est d'autant plus important en **prothèse conjointe supra-implantaire notamment dans le secteur antérieur où l'enjeu esthétique est majeur** (Jeannin et Cortasse 2013).



Figure 3: Incisive médiale gauche vestibulée en liaison avec une parodontite

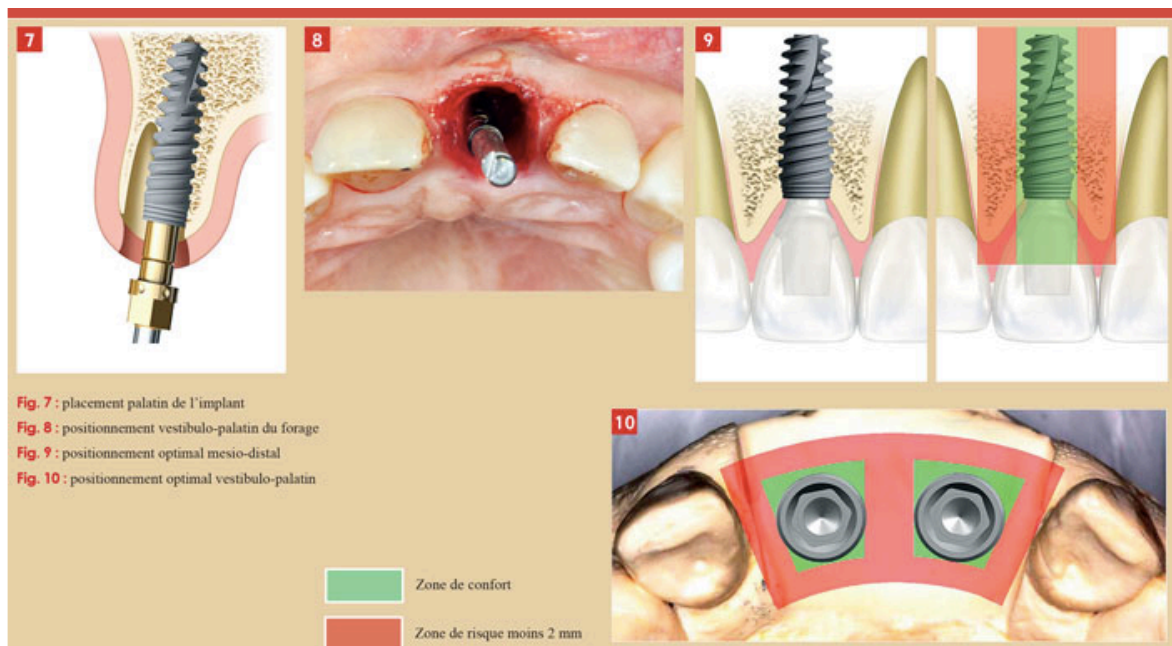


Figure 4: L'extraction ayant été réalisée, on prévoit une restauration implantaire; on observe l'axe du forage sur l'image 7.

La position de l'émergence est le garant du succès esthétique



Figure 5: Photographie finale après mise en charge

2.3. L'Intrados prothétique

On considère que l'adaptation de la prothèse se fait aussi bien au niveau de la limite cervicale que l'intrados prothétique. Ainsi la prothèse doit par son adaptation interne venir parfaitement épouser la surface de la dent. Un défaut d'adaptation à ce niveau entraînerait soit un espace plus grand soit plus petit entre la dent et la prothèse conduisant à la création de **contraintes mécaniques**. Par conséquent, on peut observer la **diminution de la résistance de la prothèse et la hausse du risque de fracture**.

En 2014, Per Svanborg conduit une étude qui nous mène à la conclusion que l'**empreinte optique nous offre des résultats plus intéressants qu'avec une empreinte conventionnelle au VPS en terme de précision tant bien au niveau de l'adaptation cervicale que de l'intrados prothétique (Luthardt et al. 2004)**.

2.4. Spécificité des empreintes de grande étendue (Kim et al. 2005)

Lors d'une empreinte d'arcade complète, **les éléments anatomiques à enregistrer se multiplient**. On note l'importance de la précision de l'empreinte lors d'une restauration de type prothèse supra implantaire. **Les limites cervicales, les axes aussi bien dentaires que des piliers implantaires mais aussi les profils d'émergences vont varier d'une hémi-arcade à une autre**. Contrairement à la prothèse sur dent naturelle qui bénéficie des avantages de résilience du ligament parodontal, la prothèse sur implant aura des exigences majeures en terme de précisions d'enregistrement, car on considère l'implant comme étant ankylosé. **En réalité, l'amplitude de mouvement de l'implant dépend de la compressibilité de l'os alvéolaire**. Elle est estimée à 5 microns dans le sens axial et entre 10 et 50 microns dans le sens transversal.

Table 1. Comparison between tooth and implant

	Tooth	Implant
Connection	Periodontal ligament (PDL)	Osseointegration (Brånemark et al. 1977), functional ankylosis (Schroeder et al. 1976)
Proprioception	Periodontal mechanoreceptors	Osseoperception
Tactile sensitivity (Mericske-Stern et al. 1995)	High	Low
Axial mobility (Sekine et al. 1986; Schulte 1995)	25–100 µm	3–5 µm
Movement phases (Sekine et al. 1986)	Two phases Primary: non-linear and complex Secondary: linear and elastic	One phase Linear and elastic
Movement patterns (Schulte 1995)	Primary: immediate movement Secondary: gradual movement	Gradual movement
Fulcrum to lateral force	Apical third of root (Parfitt 1960)	Crestal bone (Sekine et al. 1986)
Load-bearing characteristics	Shock absorbing function Stress distribution	Stress concentration at crestal bone (Sekine et al. 1986)
Signs of overloading	PDL thickening, mobility, wear facets, fremitus, pain	Screw loosening or fracture, abutment or prosthesis fracture, bone loss, implant fracture (Zarb & Schmitt 1990)

Figure 6: Tableau de comparaison entre la dent et l'implant

Ainsi, lors du retrait de l'empreinte, il faudra contrôler le tirage ainsi que les déformations entraînées par les propriétés intrinsèques du matériau, pour obtenir l'enregistrement le plus précis possible. **L'empreinte en prothèse implanto-portée de grande étendue doit répondre à un objectif essentiel: permettre la mise en place passive d'une armature métallique ou en zircone**. Les imprécisions entraîneront des contraintes mécaniques sur le pilier implantaire qui entraîneront dévissage, fracture voire même la perte de l'ostéo-intégration.

Etant donné l'absence du ligament parodontal, les implants ostéointégrés contrairement aux dents naturelles, réagissent bio-mécaniquement d'une manière différente aux forces occlusales. Les implants dentaires seraient alors plus aptes à supporter la surcharge occlusale, qui est souvent considérée comme une des causes potentielles de la perte osseuse paro-implantaire et de l'échec des prothèses sur implants. Les facteurs de surcharges qui pourraient influencer négativement la longévité implantaire comprennent des portes à faux étendus, des parafunctions, des dessins occlusaux impropres et des contacts prématurés. Il est donc important au niveau des implants de contrôler l'occlusion dans une limite physiologique et donc d'apporter une charge implantaire optimale qui permette un succès implantaire à long terme.

La précision de l'empreinte ainsi que l'enregistrement occlusal constituent l'étape clef garant du succès implantaire.

3. Le Scanner de Laboratoire

Le scanner de laboratoire est un outil nous permettant d'enregistrer de façon tridimensionnelle l'arcade dentaire et les tissus parodontaux les entourant.

En effet, il mesure le positionnement d'un échantillonnage de points dans un système de coordonnées - un nuage de points - de la surface dentaire pour ensuite en extrapoler la forme à partir de leur répartition : ce procédé est appelé *une reconstruction 3D*.

Si la couleur de chacun des points est analysée, alors celle de la surface peut également être reconstituée.

L'image produite est basée sur une série de données composées de coordonnées positionnant chacun des points échantillonnés par rapport au scanner 3D.

Si un système de coordonnées sphériques est utilisé et que le scanner en est l'origine, chaque point peut alors être identifié par des coordonnées (r, ϕ, θ) . r représente la distance du scanner au point. ϕ et θ sont les angles formés entre la ligne allant de l'origine au point analysé à deux plans passant par l'origine, l'un horizontal et l'autre vertical.

Ces coordonnées sphériques permettent de situer dans l'espace chacun des points par rapport au scanner, travail préalable et nécessaire à la modélisation numérique de l'image en trois dimensions de l'objet.

Généralement, les données (coordonnées des points) recueillies avec une seule passe ne sont pas suffisantes pour modéliser entièrement un sujet. Le travail doit être effectué de nombreuses fois, voir des centaines de fois, à partir de points de vue différents.

Toutes les données recueillies doivent être réinterprétées et situées dans un système de coordonnées unique et regroupées. Le processus utilisant les différentes mesures avant d'être réinterprétées jusqu'à la modélisation est connu sous le nom de **(en) 3D scanning pipeline** (Wikipedia 2017a).

Par ailleurs, la précision de l'empreinte optique pour un même opérateur, varie en fonction de plusieurs éléments :

- le type de rayonnement utilisé (LED, UV, lumière bleue) ;
- la qualité de l'émetteur et du récepteur ;
- les conditions expérimentales (température, humidité) ;
- la précision des algorithmes sur le logiciel, utilisés pour le traitement de données.

De plus, le scanner de laboratoire est équipé d'un système d'acquisition comprenant:

- un émetteur d'onde ou de lumière ;
- un capteur permettant de réceptionner et de traduire la perturbation du rayonnement sur la surface dentaire et d'en déduire une information analogique ;
- un convertisseur: allant traduire l'information analogique en données numériques qui seront transmises dans un second temps à l'ordinateur.

3.1. Acquisition de l'image

Leur technologie est basée sur le principe de la vision stéréoscopique humaine (vision binoculaire). Les deux yeux servent de récepteurs et observent un élément à une distance spécifique inconnue à partir d'un même angle connu. La distance entre les yeux est connue du cerveau qui traduit l'information reçue de chacun des deux yeux en une image tridimensionnelle ; il peut alors évaluer la distance à laquelle se trouve l'objet, on parle de stéréovision en lumière non structurée. Malheureusement, les mesures effectuées par stéréoscopie en lumière non structurée ont une précision de 250 à 400 μ m ; ce qui n'est pas suffisant pour réaliser une empreinte dentaire de qualité.

Les caméras de numérisation 3D utilisent à la place des yeux :

- Un projecteur de lumière qui projette des rayons sur un objet (Led, laser...) ;
- Un récepteur de lumière qui va analyser la déformation de la lumière sur le volume (caméra). C'est l'ordinateur qui a le rôle du cerveau et qui va calculer à l'aide d'un logiciel, la déformation des images reçues pour recréer les coordonnées 3D du point à la surface de l'objet. On parle alors de méthode par triangulation active en lumière structurée.

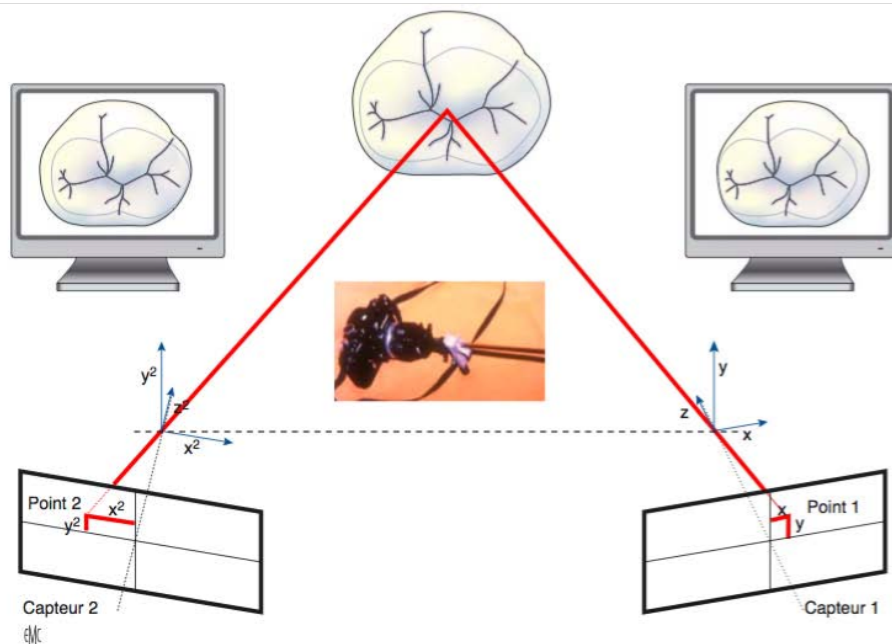


Figure 7: Méthode de triangulation sans lumière structurée ou stéréovision

3.1.1. La Triangulation (Duret et al. 2007; Duret et Pelissier 2010; Duret 2011; Landewerlin 2011; Landewerlin et Fages 2014)

Principe : Cette méthode a pour but de déduire la mesure du volume en calculant la déviation du rayon incident par rapport au rayon réfléchi au contact de la surface dentaire. Le rayon lumineux incident est émis par une diode et passe par une petite ouverture au niveau de l'objectif de la caméra. Puis le rayon réfléchi traverse l'objectif par une seconde ouverture, et forme alors un triangle entre les 2 ouvertures de la caméra et la surface dentaire. On enregistre chaque point de la surface touchée par le rayon lumineux incident, en mesurant l'intensité du rayon réfléchi (ou reflété).

Puis par triangulation, on peut déterminer le volume (ou la profondeur) par calcul géométrique. Des milliers de points avec des coordonnées 3D (X, Y, Z) sont enregistrés par seconde par l'ordinateur. Ce nuage de points affiché par l'ordinateur représente la surface numérisée.

La finesse du rayon incident influe directement sur la précision d'enregistrement de la caméra, puisque la surface dentaire éclairée est plus petite. Les dernières caméras utilisent désormais une **lumière bleue** à la place de la lumière rouge car la longueur d'onde est beaucoup plus petite donc plus précise. (CNIFPD 2009)

- Triangulation avec projection de lumière structurée (CEREC BLUECAM Sirona X5 SIRONA D2000 3 SHAPE) (CNIFPD 2009)

En triangulation par lumière structurée, c'est un motif lumineux composé d'une série de lignes lumineuses claires et sombres, générées à travers une première grille qui est projetée sur la surface dentaire. Puis les faisceaux réfléchis passent au travers d'une deuxième grille et sont comparés électroniquement. Cela donne lieu à un phénomène interférentiel qui conduit à l'apparition de courbes de niveau.

Le principe de mesure repose sur l'analyse de la variation entre le motif incident, traversant la première grille (faisceau bien parallèle et équidistant) et le motif réfléchi par la surface dentaire et modifié par celle-ci. Une interférence entre les 2 parcours de lumière se produit pendant la superposition des 2 franges de lumière, incidentes et réfléchies. Le décalage de phase produit un moiré.

Ce phénomène, découvert pour la première fois par J.W. RAYLEIGH en 1874 est l'expression de l'interférence spatiale par la création des courbes de niveaux.

Il est à noter que la surface de réflexion ne doit pas être modifiée par la nature de la surface explorée. Or, la dentine, l'émail, la gencive, les amalgames et autres matériaux ne reflètent pas la lumière de la même manière. Il faut donc corriger cette différence en préparant les surfaces à explorer. Pour cela, on va poudrer les surfaces dentaires selon le scanner utilisé.

Ce poudrage permet une réflexion uniforme de la lumière sur toutes les surfaces intra-buccales à enregistrer, sans créer d'artefact pendant l'enregistrement.

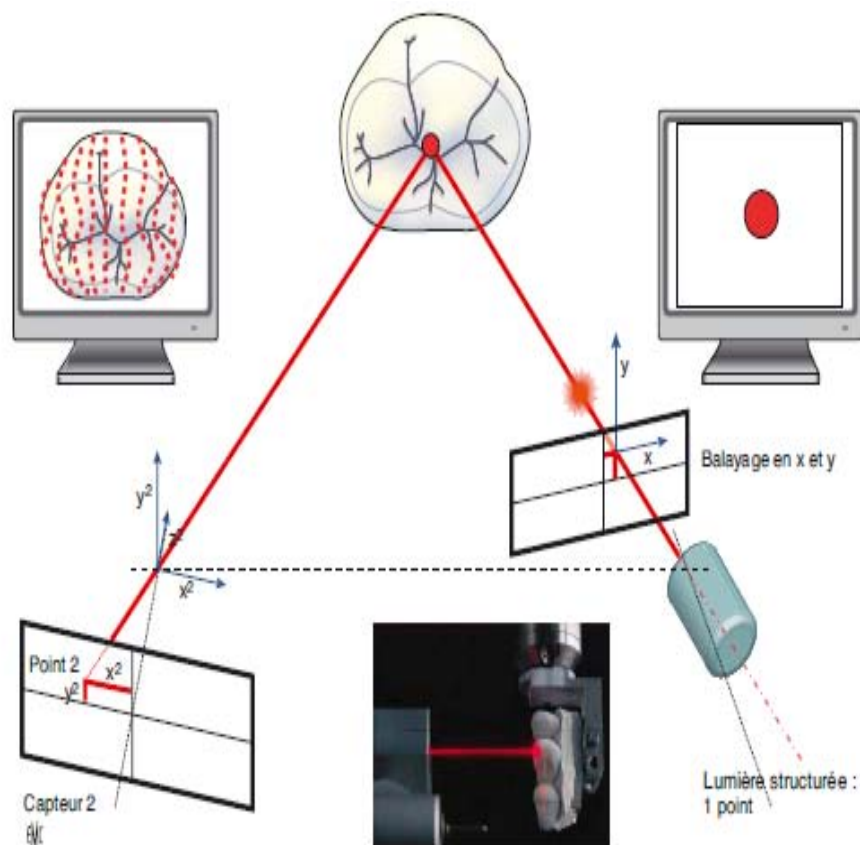


Figure 8: Schéma de la méthode de mesure par projection d'un point en triangulation par lumière structurée

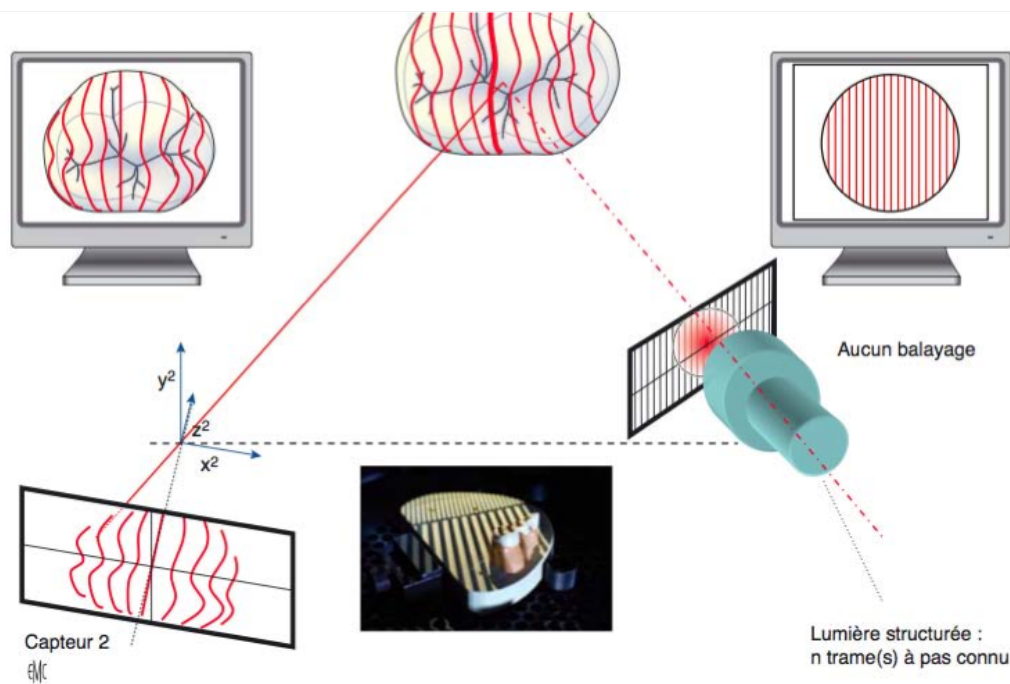


Figure 9: Méthode par triangulation par projection de trame ou de grille à pas variable

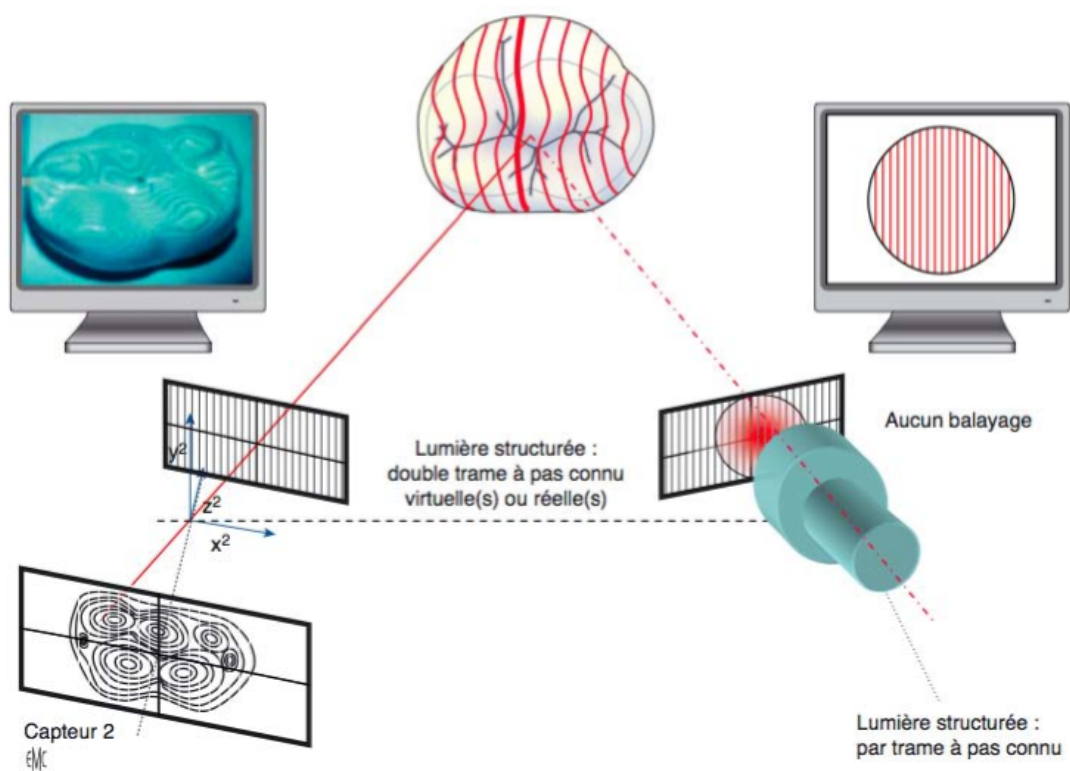


Figure 10: Méthode du moiré optique

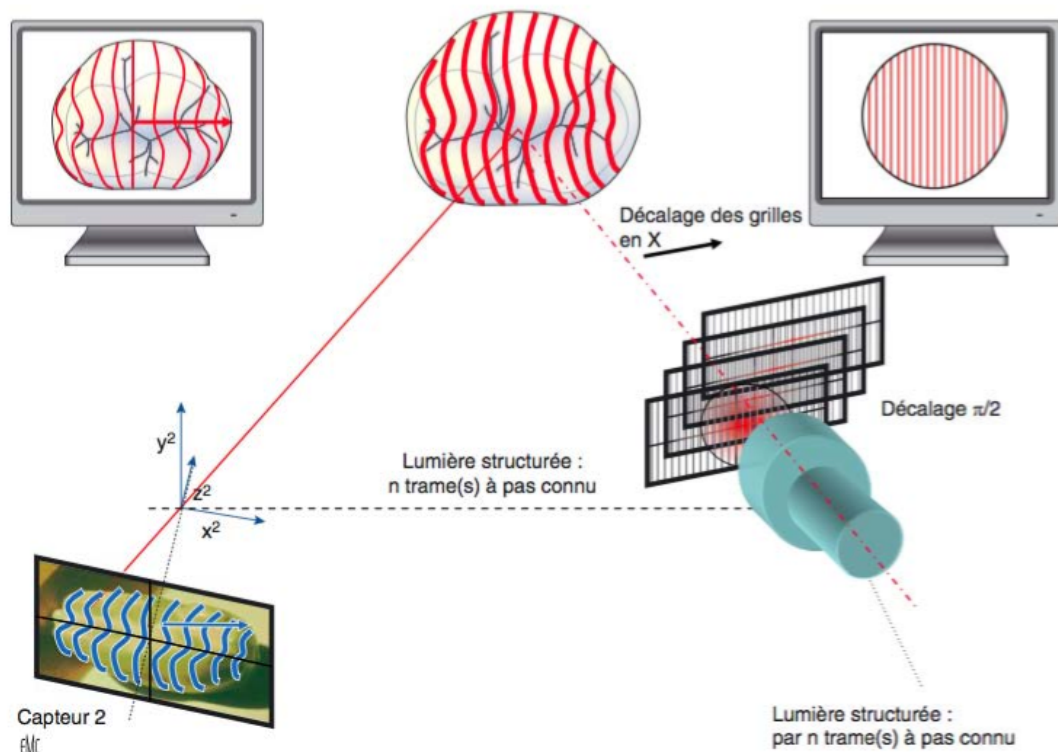


Figure 11: Méthode d'interferométrie électronique par décalage de phase (CEREC)

- Triangulation avec projection laser (IOS FastScan) (Martel 2016)

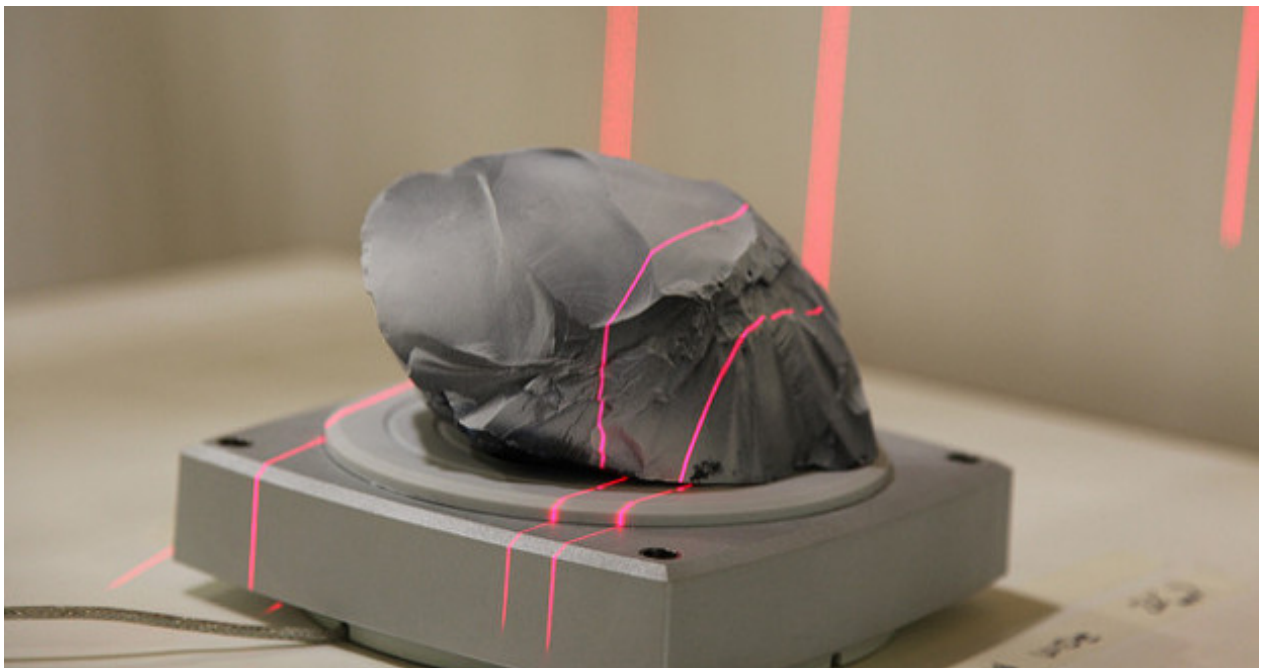


Figure 12: Rayon laser évoluant sur la surface de l'objet

Un balayage rectiligne est effectué par un faisceau laser à une vitesse de 4 cm par seconde. On peut enregistrer plusieurs dents avec 3 saisies successives statiques sur zone poudrée (occlusal, vestibulaire, et lingual). Une mise au point se fait de façon automatique en suivant le principe de Scheimpflug (Brevet Britannique N°1196), utilisé en photographie classique.

Ce principe de 1904 explique que pour assurer la netteté de l'image, les 3 plans : objectif, film et objet doivent être parallèles ou se couper en un même point. Le film est donc inclinable. Cela permet d'augmenter la profondeur de champ pour corriger une vue en perspective. Une modification du plan focus se fait automatiquement pour les zones floues (donc trop proches ou trop éloignés des plans focus)

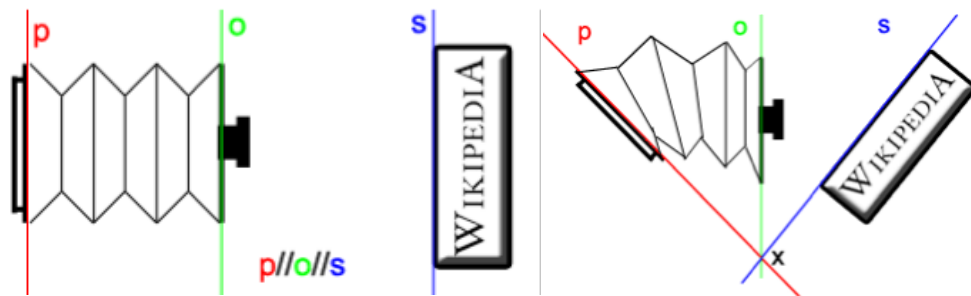


Figure 13: Illustration de la règle de Scheimpflug (Martin 2017)

Légende : P : Plan Film, O : Objectif, S : Sujet photographié, X : Point de croisement des 3 plans

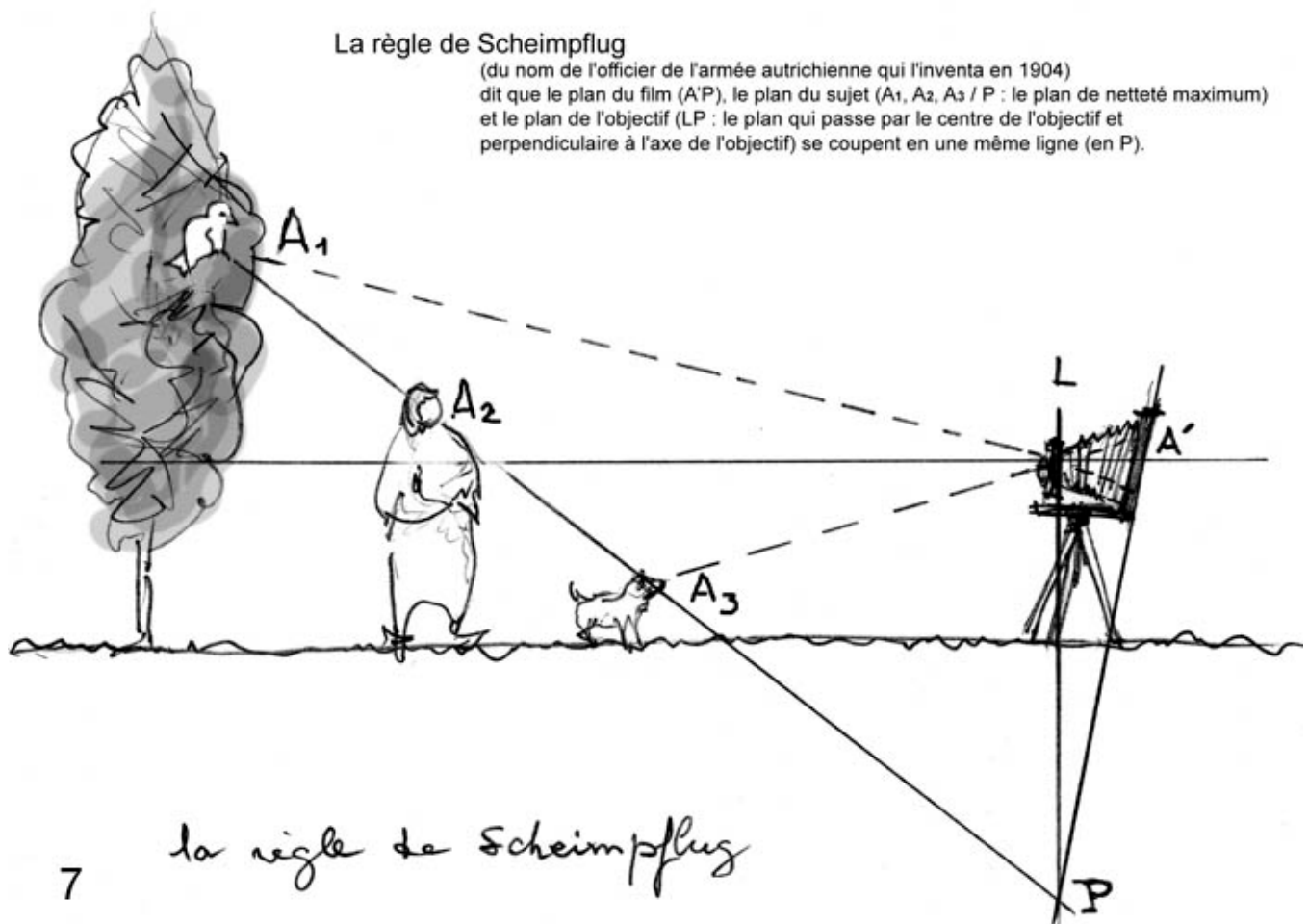


Figure 14: Illustration de la règle de Scheimpflug(BOUSSAT 2017)

Légende : Plan objet : $A_1-2-3-P$

Plan de l'objectif : LP Plan du Film : $A'P$

3.1.2. Imagerie confocale parallèle (Canivet 2013; Cazier et Moussaly 2013; Cochard)

Principe: Elle est basée sur le **scannage laser et optique** de la dent et du parodonte pour les reproduire numériquement. Cette technique permet d'acquérir une **série d'images nettes dite « focus » à différentes profondeurs de champ grâce à un procédé appelé « sectionnement optique » issu de la microscopie confocale parallèle**. (Principe inventé par Minsky en 1955). Il y a tout d'abord émission d'un rayon lumineux vers la surface dentaire, puis réflexion des différents rayons provenant des différents plans de la préparation. Le scanner utilise un diaphragme variable appelé « trou d'aiguille » (pinhole) qui ne laisse passer que le flux lumineux en provenance du plan à la profondeur focale. Les rayons lumineux provenant du plan en-dessous ou au-dessus du plan focal ne passent pas à travers l'orifice. La lumière qui peut passer l'orifice provient du plan focal, elle est alors dénommée : lumière confocale.

Le scanner utilise une optique télécentrique qui permet de faire apparaître un objet avec une taille constante indépendamment de leur distance par rapport au prisme. On peut saisir une préparation profonde grâce à une profondeur de champ suffisante.

- Imagerie confocale parallèle statique : Scanner iTero 1.

En imagerie confocale parallèle statique, il y a **un moteur dans le dispositif optique confocal qui permet de faire varier le focus rapidement, ce qui permet d'enregistrer un maximum de données pendant le scannage.**

Le faisceau laser traverse d'abord une ouverture, il est ensuite concentré grâce à une lentille objective puis projeté sur la surface dentaire. Le rayon réfléchi par la surface dentaire est collecté par un capteur CDD.

Le scanner Itero projette 100 000 points de lumière laser sur une profondeur de 15mm divisée en 300 profondeurs focales, chaque point est espacé de 50 micromètres.

Seuls les faisceaux réfléchis avec une intensité maximum sont convertis par le capteur CDD en 1/3 de seconde et permettent la reconstruction de la structure tridimensionnelle des dents.

- Imagerie confocale parallèle dynamique : Scanner iTéro 2 (Cadent/Align 2011), 3Shape TRIOS, Cerec Omnicam (Sirona)

Cette technique dérive de l'imagerie confocale parallèle statique. On a ajouté au scanner **la possibilité d'enregistrer en filmant** et non plus en photographiant. La saisie en « full motion » permet d'accélérer l'acquisition. Les ingénieurs ont regroupé 2 techniques :

- Imagerie confocale parallèle
- Triangulation avec projection de lumière structurée (Bluecam). La mesure par imagerie confocale est couplée avec des procédés d'interférométrie qui permettent la projection de franges qui forment un quadrillage en lumière laser (iTero2) ou en lumière structurée (Omnicam, 3Shape). Le capteur CCD enregistre les franges d'interférences produites par la superposition d'ondes émises par deux sources lumineuses. On enregistre une variation d'intensité à l'aide du CCD, puis l'ordinateur à l'aide de puissants calculs donnera l'image en 3D.

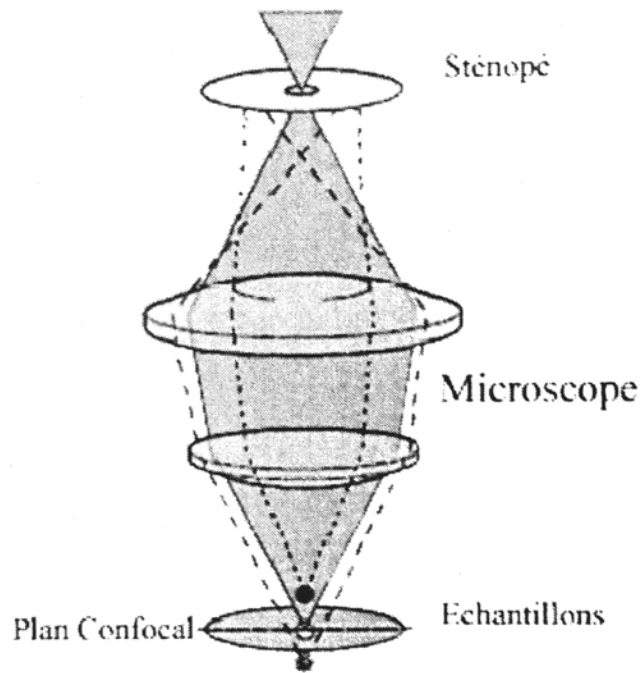


Figure 15: Illustration du système parallèle confocal

La société 3Shape a développé sa propre technique d'imagerie confocale parallèle pour sa caméra TRIOS®, nommée : Ultra Fast Optical Sectioning. Au lieu de projeter des franges comme sur l'Omnicam, la TRIOS projette une multitude de points et modifie plus rapidement son plan focal. Le capteur CCD enregistre alors chaque pic d'intensité pour recréer l'objet en 3D sur l'ordinateur.

3.1.3. « Active Wave Front Sampling » ou Défocalisation : LAVA C.O.S. (3M ESPE)

L'échantillonnage actif du front d'onde est une méthode basée sur la technique de l'imagerie de surface 3D. Le but est de mesurer la profondeur (la distance d'un point de la surface dentaire) en utilisant une technique de photographie classique : **le defocus**. Une image apparaît nette quand elle est dans le plan focal de la lentille. En changeant la taille d'ouverture de l'objectif, on change la longueur focale. L'image peut apparaître floue, c'est à dire qu'elle n'est plus dans le plan focal de la lentille. En utilisant **2 ouvertures dans l'objectif, on obtient deux images de l'objet avec un décalage**. Cette différence permet de **calculer la profondeur** pour connaître les données 3D.

La tête de la caméra est équipée de plusieurs Leds bleus qui éclairent de façon pulsatile la surface dentaire à enregistrer. Les rayons lumineux sont concentrés par le système de lentilles jusqu'à des capteurs CDD, qui enregistrent la position des points au niveau de la surface dentaire à 3 temps différents qui représentent chacun une autre position de l'obturateur pendant son mouvement de rotation.

On aura alors 3 perspectives différentes selon 3 axes de prise de vue à un temps t_1 , t_2 et t_3 .

Le système enregistre 20 vues par seconde comprenant chacune 10 000 points, soit 200.000 points par seconde. Grâce à ces trois images enregistrées quasi simultanément, on génère informatiquement les éléments de l'image 3D.

L'ordinateur calcule, grâce à des algorithmes, l'information de profondeur, en tenant compte dans le calcul des 3 rayons des cercles de focus générés sur le capteur CDD pendant toutes les rotations, de la position et du trajet de la caméra. Ce processus récrée un modèle tridimensionnel en temps réel avec un enregistrement dynamique ou « full motion ».

Ce qui différencie la technique AWS d'une autre, c'est **qu'elle ne requiert qu'un chemin optique pour capturer des informations de profondeur**, car il n'y a pas d'angle entre la lumière émise et la lumière réfléchi. L'axe de vision et l'axe de projection sont presque confondus.

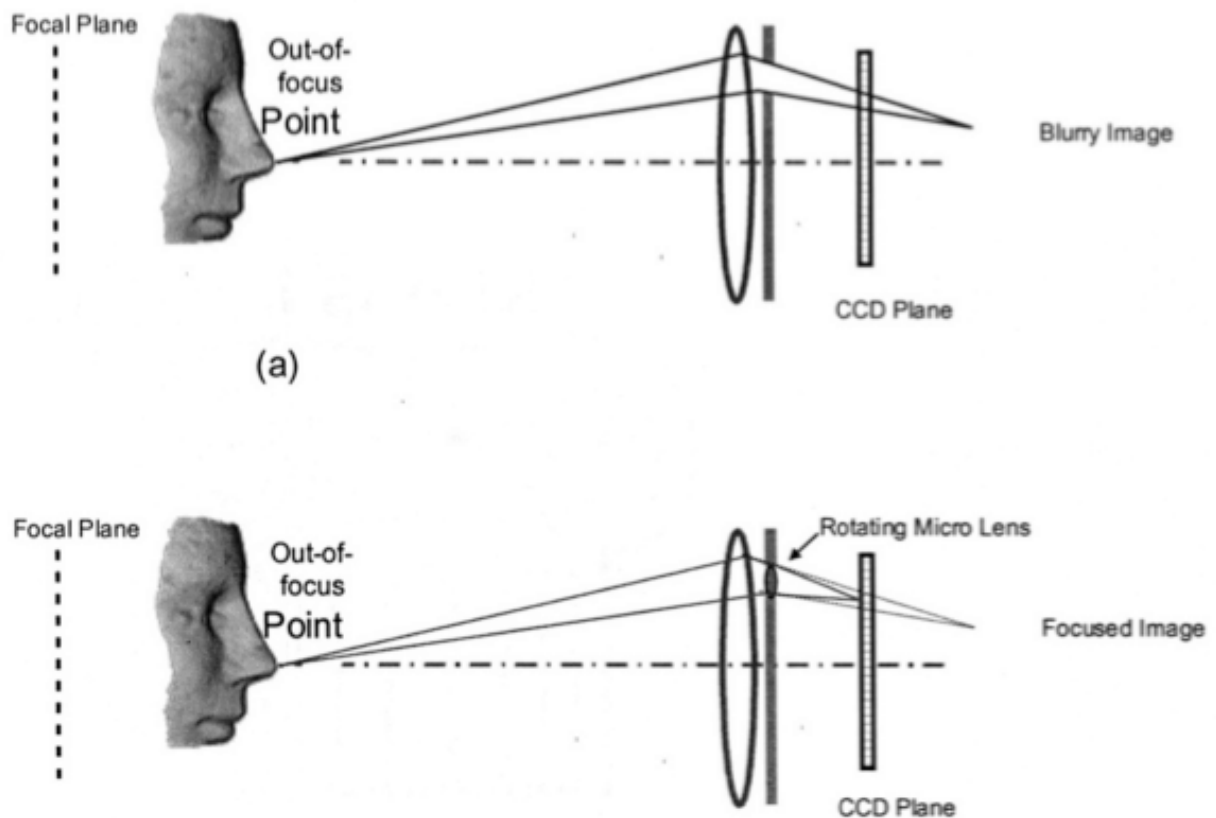


Figure 16: Méthode de Focalisation- Défocalisation colinéaire ou AWS(Lava C.O.S)

3.2. Traitement de l'image

3.2.1. Réception de l'information analogique

L'empreinte sera obtenue sous forme d'un nuage de points comportant un certain nombre d'erreurs et d'imprécisions provenant des bruits de mesure de la phase ondulatoire et de la procédure d'étalonnage incertaine.

Le traitement de l'image nous permettra de transformer les données brutes obtenues en une empreinte numérique 3D exploitable et cela en plusieurs étapes:

- échantillonnage ;
- codage ;
- filtrage du bruit.

L'objectif de **l'échantillonnage** sera **d'attribuer à chaque point enregistré une surface**. Ces surfaces seront par la suite liées et formeront par continuité une première image par illusion de surface continue.

En empreinte optique, le nombre de points élémentaires enregistrés sera traduit en nombre de pixels par le capteur de la caméra. Dans le cas d'une image numérique tridimensionnelle, la résolution sera exprimée par le nombre de voxels par unité de volume dont le côté correspond à la taille d'un pixel et est mesuré en micromètre.

Ensuite vient **l'étape du codage**. **On attribue à chaque pixel une valeur X et Y**; X et Y seront les coordonnées de chaque pixels sur l'image en 2D prise par le capteur. **La valeur Z est elle issue de la valeur de l'intensité mesurée** dans le puits de potentiel et sera fonction du nombre de photons percutant la surface du capteur.

Enfin, l'arcade dentaire est constitué d'éléments de nature différentes: émail, dentine, tissus parodontaux, reconstitutions diverses, se traduisant par l'enregistrement de **point non signifiant et également d'espaces vides**.

Ainsi grâce à des **algorithmes de débruitage adaptatifs** pouvant analyser justement la présence d'un bruit réel, selon l'environnement, tout en conservant les données précises à d'autres endroits, on va pouvoir préserver les caractéristiques de l'arcade enregistrée tout en filtrant le bruit.

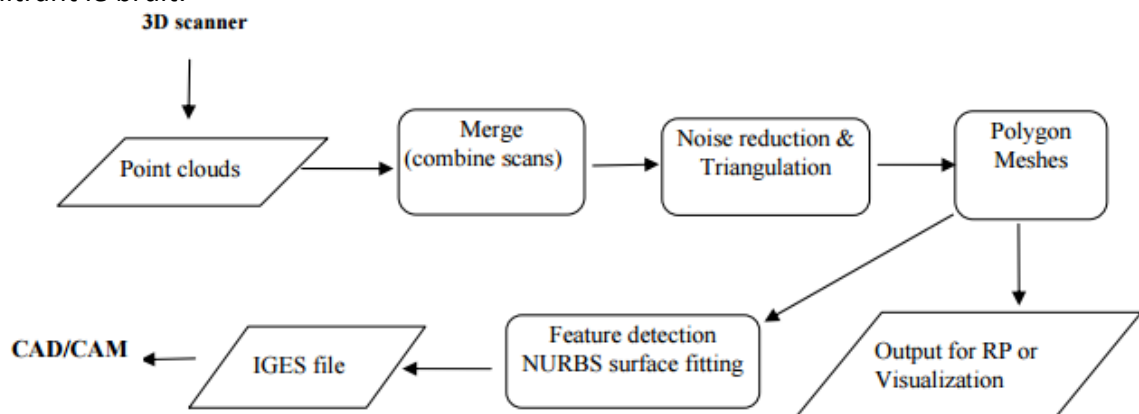


Figure 17: Processus général de création d'un modèle numérique

3.2.2. Traitement de l'information numérique. Modélisation du nuage de points : La Triangulation (Ramsay et al. 2007; Wikipedia 2017b)

En géométrie et trigonométrie, la **triangulation** est une technique permettant de déterminer la position d'un point en mesurant les angles entre ce point et d'autres points de référence dont la position est connue, et ceci plutôt que de mesurer directement la distance entre les points. Ce point peut être considéré comme étant le troisième sommet d'un triangle dont on connaît deux angles et la longueur d'un côté.

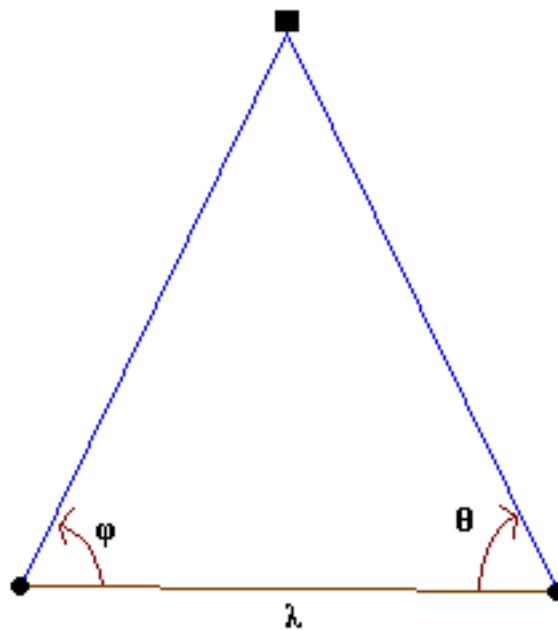


Figure 18: Schéma de la triangulation

Une fois que les données du nuage de point ont été filtrées, elles peuvent être triangulées. Cette opération permet de passer d'un nuage de points à un **modèle maillé polygonal**. Dans ce cas les polygones sont des triangles, mais il existe également des modèles composés de rectangles.

En triangulation 3D, plusieurs méthodes existent et sont basées sur une approche volumique ou surfacique: selon que l'on considère l'arcade mesurée comme un volume: **maillage volumique**; ou comme une surface: **maillage surfacique**. Ces triangulations permettent de mailler un nuage de points complet. Elles nécessitent généralement un nuage dense et homogène.

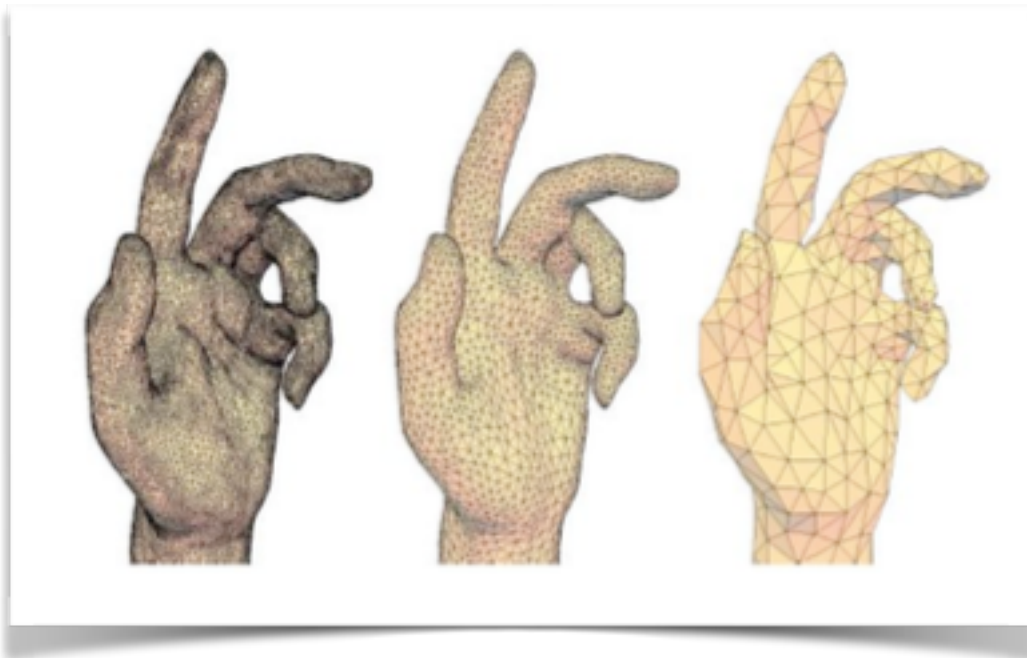


Figure 19: Reconstruction d'image par triangulation de Delaunay; Plus le nuage de points est dense plus l'image se rapproche de la réalité

- Triangulation de Delaunay (Massicot 2010)

En mathématiques et plus particulièrement en géométrie algorithmique, la **triangulation de Delaunay** d'un ensemble P de points du plan est une triangulation $DT(P)$ telle qu'aucun point de P n'est à l'intérieur du cercle circonscrit d'un des triangles de $DT(P)$. Les triangulations de Delaunay maximisent le plus petit angle de l'ensemble des angles des triangles, évitant ainsi les triangles « allongés ». Cette triangulation a été inventée par le mathématicien russe Boris Delaunay, dans un article publié en 1924.

D'après la définition de Delaunay, le cercle circonscrit d'un triangle constitué de trois points de l'ensemble de départ est *vide* s'il ne contient pas d'autres sommets que les siens. Ainsi, les autres points sont autorisés sur le périmètre en lui-même mais pas à l'intérieur strict du cercle circonscrit.

La condition de Delaunay affirme qu'un réseau de triangles est une *triangulation de Delaunay* si tous les cercles circonscrits des triangles du réseau sont *vides*. Ceci constitue la définition originale en deux dimensions. En remplaçant les cercles par des sphères circonscrites, il est possible d'étendre la définition à la dimension trois.

Il n'existe pas de triangulation de Delaunay pour un ensemble de points alignés. De toute manière, la triangulation n'est dans ce cas pas définie (Massicot 2010) .

3.2.3. Corrélation d'image et fusion « MESH ZIPPERING » (Lounis et al. 2006)

LE MESH ZIPPERING est une technique modifiée de l'algorithme ICP « Interactiv Closest Point » (Besl et Mckay).

L'ICP est une méthode de base utilisée pour la corrélation d'image 3D.

Ainsi dans cette méthode, on recherche **le point le plus proche**, puis l'algorithme va calculer de manière itérative **la matrice de transformation**, rotation ou translation, afin de réaliser le recalage.

Ici, le recalage s'effectue en deux étapes qui seront répétées:

- mise en correspondance de deux points (ou arêtes) de deux vues différentes ;
- simulation de la transformation des repères entre les images à recaler.

L'objectif est de trouver la transformation T à effectuer pour faire correspondre les points choisis; l'algorithme viendra fusionner les référentiels choisis en un référentiel commun, à l'aide de la matrice de transformation.

Ainsi, durant cette étape l'algorithme viendra mettre en correspondance plusieurs images sous des angles différents pour ainsi les fusionner après corrélation. Auparavant, le recalage était manuel; aujourd'hui plusieurs algorithmes sont décrits.

- « Interactiv Closest Point »(Lounis et al. 2006).

La reconstruction de modèles 3-D nécessite l'acquisition de plusieurs vues de l'objet à numériser. Ceci est dû au fait qu'on ne puisse pas acquérir toutes les faces de cet objet avec une seule acquisition. **Il nous faut, donc, effectuer plusieurs acquisitions sur cet objet correspondant à des points de vue différents.** Il en résulte des images 3-D qui doivent être transformées dans le même système de coordonnées. Ces acquisitions doivent, cependant, être faites de façon à ce que **les images à recaler se recouvrent partiellement**. Le recalage est souvent considéré comme un problème d'optimisation, dont la fonction coût est basée sur les distances entre les différentes images transformées dans un repère commun.

Les méthodes de recalage procèdent, généralement, en deux étapes principales: la mise en correspondance des données à recaler et l'estimation de la matrice de transformation rigide (rotation et translation) sensée transformer toutes les données dans un même repère.

L'algorithme ICP est une méthode dite "itérative" de recalage 3-D. Cet algorithme consiste à calculer, de façon itérative, la matrice de transformation recalant le mieux deux (ou plusieurs) ensembles de données 3D (points 3D, courbes ou surfaces). Une connaissance approximative de cette matrice est, par ailleurs, nécessaire, pour son initialisation. Le principe, simple, de cet algorithme est d'itérer les deux étapes du recalage : la mise en correspondance des données et l'estimation de la transformation de repères entre les images à recaler. **Au bout de chaque itération, l'algorithme fournit une liste de points appariés et une estimation de la transformation de repère entre les images à recaler.** Cette transformation est utilisée, pour l'itération suivante, pour la mise à jour de la liste des points appariés.

Ces derniers serviront, à leur tour, pour calculer une nouvelle estimation de la transformation. Ces étapes sont répétées jusqu'à convergence de l'algorithme. Celui-ci converge lorsque l'erreur résiduelle de distance entre les points appariés est inférieure à un certain seuil. L'étape suivant l'appariement, consiste en **la pondération des paires de points appariées**. L'objectif de cette étape est de renforcer l'apport des appariements supposés être corrects et atténuer l'effet des faux appariements. Ensuite on **rejettera les mauvais appariements source d'erreurs**.

Enfin la dernière étape consistera à minimiser un critère de distance : critères à minimiser et algorithme de minimisation.

Le calcul de la meilleure transformation revient à minimiser un critère de distance. Le critère le plus simple est la somme des erreurs de distance quadratiques entre les paires de points appariés. Cette erreur est une fonction de la matrice de rotation R et du vecteur des translations t (qui constituent la matrice de transformation).

Redundancy removal and zippering

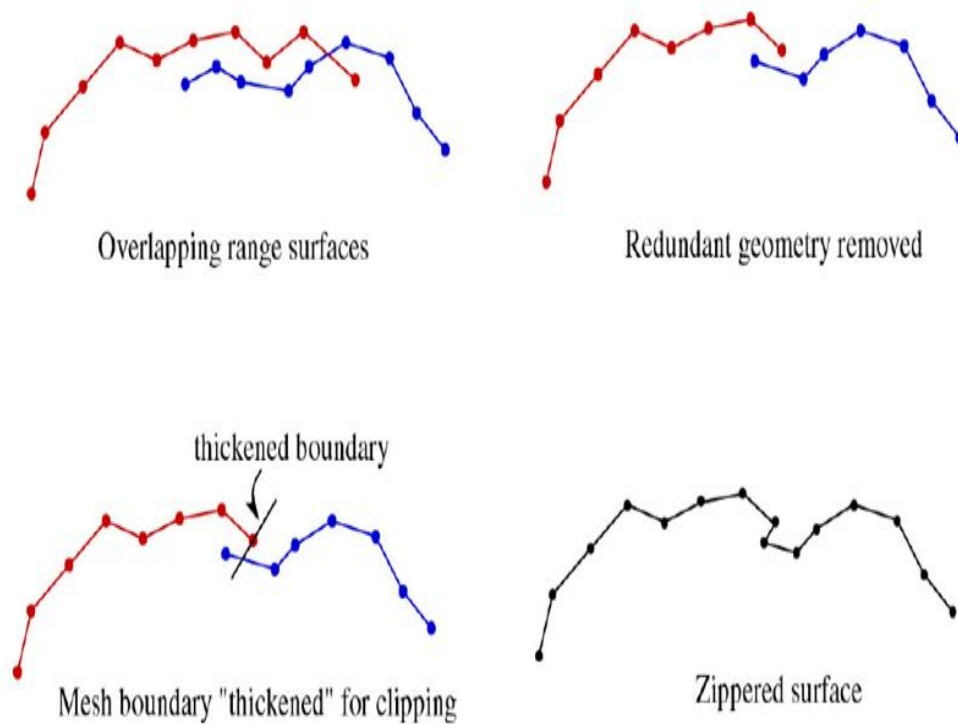


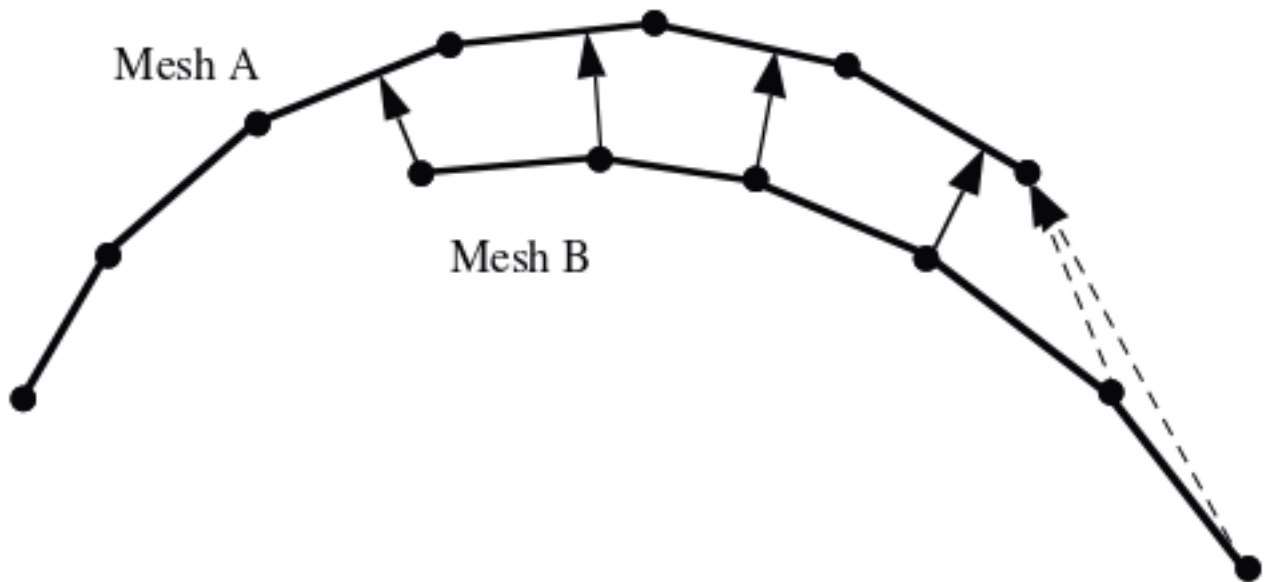
Image adapted from [1]

34

Figure 20: Etapes du Mesh zippering (Perkins 2009)

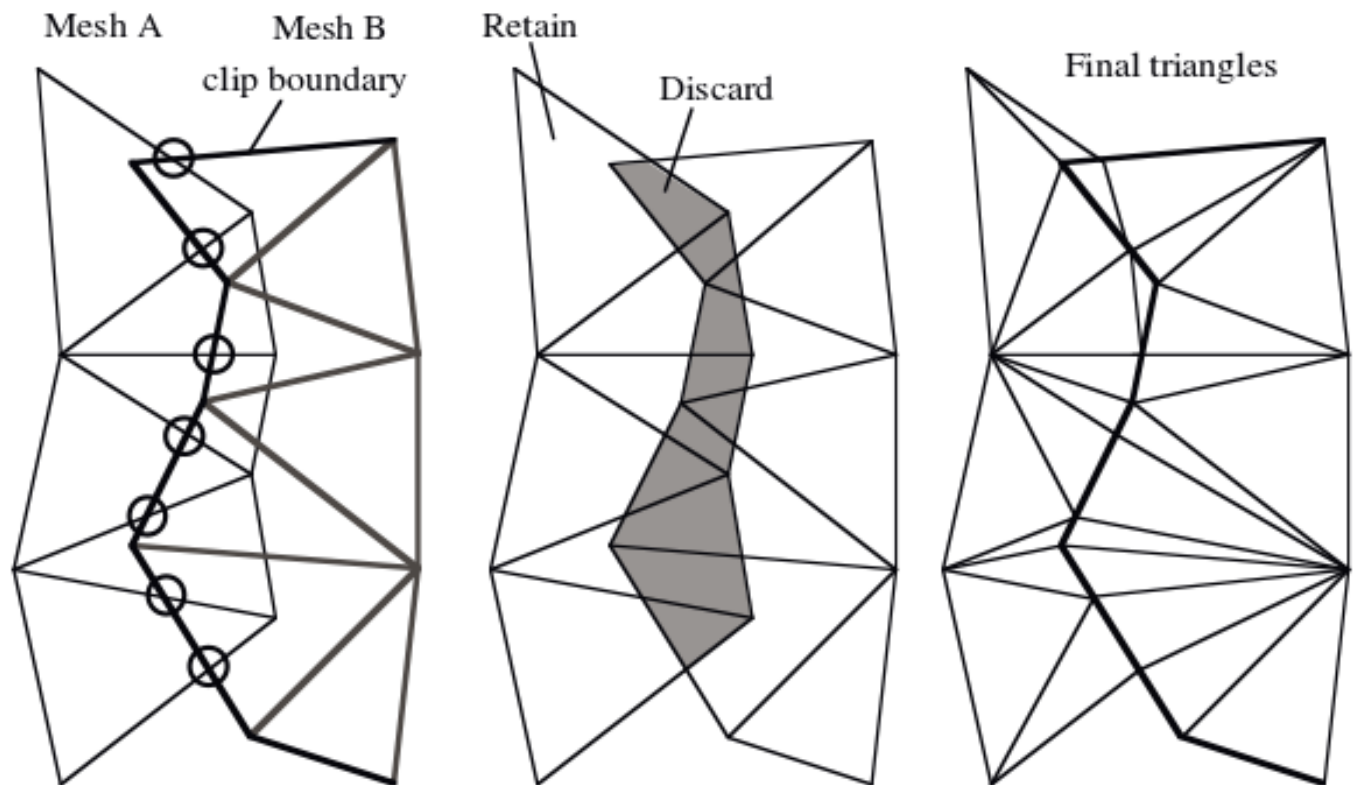
Le « Mesh zippering » est une technique modifiée de l'algorithme ICP. Cette méthode a été décrite par Turk et Levoy en 1974 et se déroule en trois étapes successives :

- suppression des données redondantes. Une facette est considérée comme redondante si la distance entre ses sommets et la deuxième vue est inférieure à un seuil ;
- liaison d'une pièce à une autre: on projette les limites de la première image sur la seconde. Les données à l'intérieur des nouveaux bords sont supprimées afin que les trous formés soient triangulés ;
- nettoyage: le maillage est réarrangé afin de supprimer les facettes trop petites et éliminer les données redondantes (Marras et al. 2010).



[Figure 21: Correspondance de points dans le Mesh zippering\(Perkins 2009\)](#)

— — — Correspondance de points



[Figure 22: Recalage par algorithme \(Turk et Levoy 1994\)](#)

On observe en gris la limite du recalage par algorithme. Les petits triangles qui ont été créés peuvent être enlevés si leur taille est au dessous d'un certain seuil en enlevant leurs sommets. Puis les trous seront remplis. Enfin on procède au maillage triangulaire finale

4. Protocole experimental

4.1. Matériel

4.1.1. D2000 3Shape.

Le scanner de laboratoire D2000 3Shape est apparu sur le marché en 2017. Il fonctionne selon le principe de la triangulation laser et on peut également observer un phénomène Moiré.

Il est équipé de 4 cameras de 5MP et d'une technologie Blue LEDS multiligne (27 LEDS bleus).

Cet équipement nous fait bénéficier d'un temps de scannage diminué de 30% (15 secondes pour scanner un die et 25secondes pour une arcade) ainsi que d'une précision majorée à hauteur de 5 microns, et ceci également dans les zones difficiles d'accès. Norme ISO 12836

De plus, les cameras disposent de 2 axes de rotation nous permettant une numérisation du tout en un c'est-à-dire du modèle ainsi que de son antagoniste.

On dispose également d'une technologie « Real Color » nous permettant de prendre en charge la texture et les couleurs.

Les caméras ayant des angulations différentes ainsi qu'un axe de bascule dans le sens transversal, on bénéficiera d'un scannage plus précis et en profondeur mais aussi un temps de numérisation raccourcit. En effet, la caméra viendra numériser l'objet sous différents angles à partir de sa position auquel s'ajoutent les numérisations des 3 autres cameras situées à 3 repères différents.



Figure 23: Scanner de laboratoire D2000 3Shape

4.1.2. InEos X5 Sirona.

InEos X5 Sirona est apparu sur le marché en 2013. Le processus de numérisation utilise également la triangulation laser avec un phénomène Moiré. On observe également une grille projetée de lumière bleue sur le modèle scanné.

Ce scanner nous permet une numérisation d'une haute précision à hauteur de 12 microns (précision validée par le VDI VDE 2634/3) rendue possible grâce à :

- Son capteur à 1.3 MP
- Lumière bleue de longueur d'onde 460nm
- Son angle de triangulation de seulement 10°
- Son large champ de balayage
- Distance de 30.5 Microns pixels

Cette nouveauté de Sirona numérise des modèles d'arcades et d'hémi-arcades, ainsi que des empreintes, entièrement automatiquement et manuellement, en fonction des besoins de l'utilisateur.

L'appareil est doté d'une **technologie innovante à cinq axes et utilise un bras de rotation pour positionner et orienter les objets de manière optimale aux fins de leur enregistrement.**

Tandis que le mode de radiographie manuel offre un avantage en matière de temps lors des travaux les plus simples, le mode de scannage entièrement automatique, quant à lui, présente les avantages suivants, surtout lors de travaux plus importants : il raccourcit le temps de traitement et réduit les interventions nécessaires de la part de l'utilisateur. De plus, la quantité de données est optimisée, ce qui accélère le calcul final du modèle.

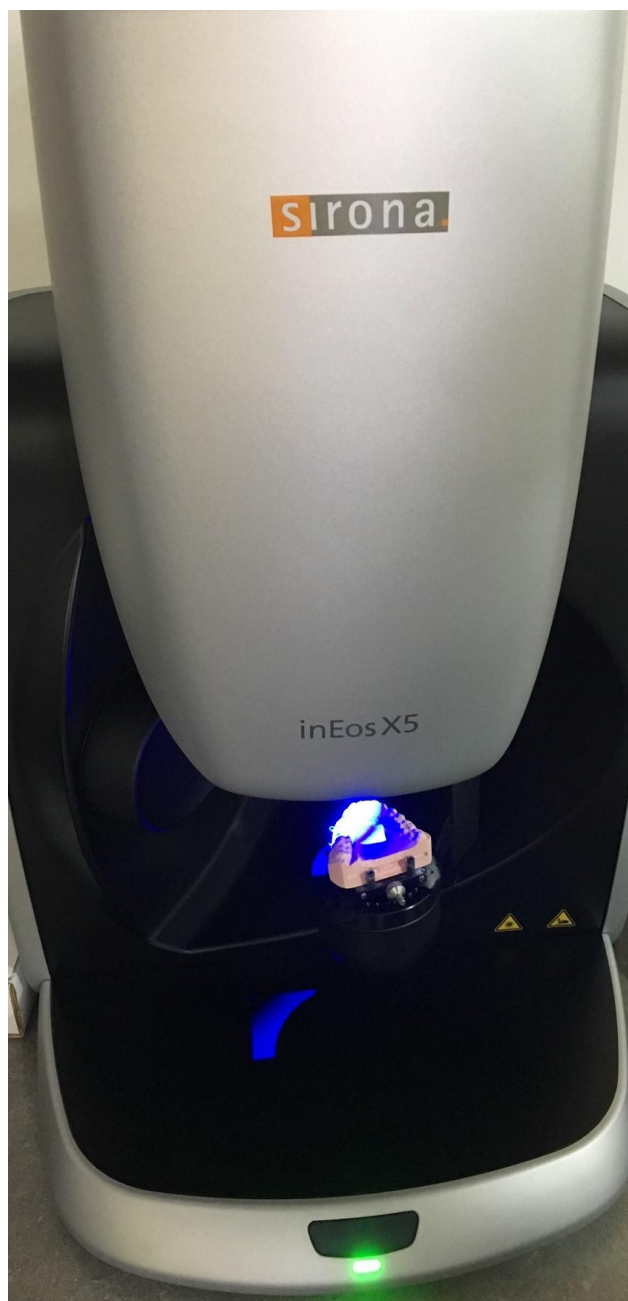


Figure 24: Scanner de laboratoire InEos X5 Sirona



Figure 25: Scanner de laboratoire SIRONA; on observe la lumière bleue LEDS projetée en grille sur la surface dentaire

L'utilisation de ces deux derniers nécessite un poudrage préalable de la surface à enregistrer à l'aide d'un spray composé de dioxyde de titane de distearate de zinc et de dioxyde de zirconium.

4.1.1. Réalisation du maître modèle.

Un modèle Frasaco maxillaire a été sélectionné, disposant de toutes les dents de l'arcade maxillaire de 18 à 28.

Des points de référence ont été tracés à l'aide d'un porte mines et d'un paralléliseur au centre des faces occlusales de 13, 17, 23 et 27.

Des puits ont ensuite été réalisés au niveau de ces points avec la machine « Pindex system » (Coltène Whaldent), en respectant le parallélisme des axes de forage entre eux.

Dans ces puits ont été scellés à l'aide de résine Unifast Trad (GC) des mandrins de fraises diamantées pour turbine, préalablement sciées au disque.

Chaque mandrin dépasse de la surface occlusale d'une hauteur comprise entre 2,5 mm et 3 mm.



Figure 26: Points repères sur modèle Frasaco

Cette méthode permet de disposer de repères, facilement enregistrables par la caméra optique intra orale, ainsi que d'un calibrage de qualité puisque le diamètre des mandrins est connu.

A correspond à la distance inter-canines et B à la distance entre les deuxièmes molaires. C se situe entre 13 et 27. Enfin, D correspond à la distance canine - deuxième molaire dans le secteur 2.

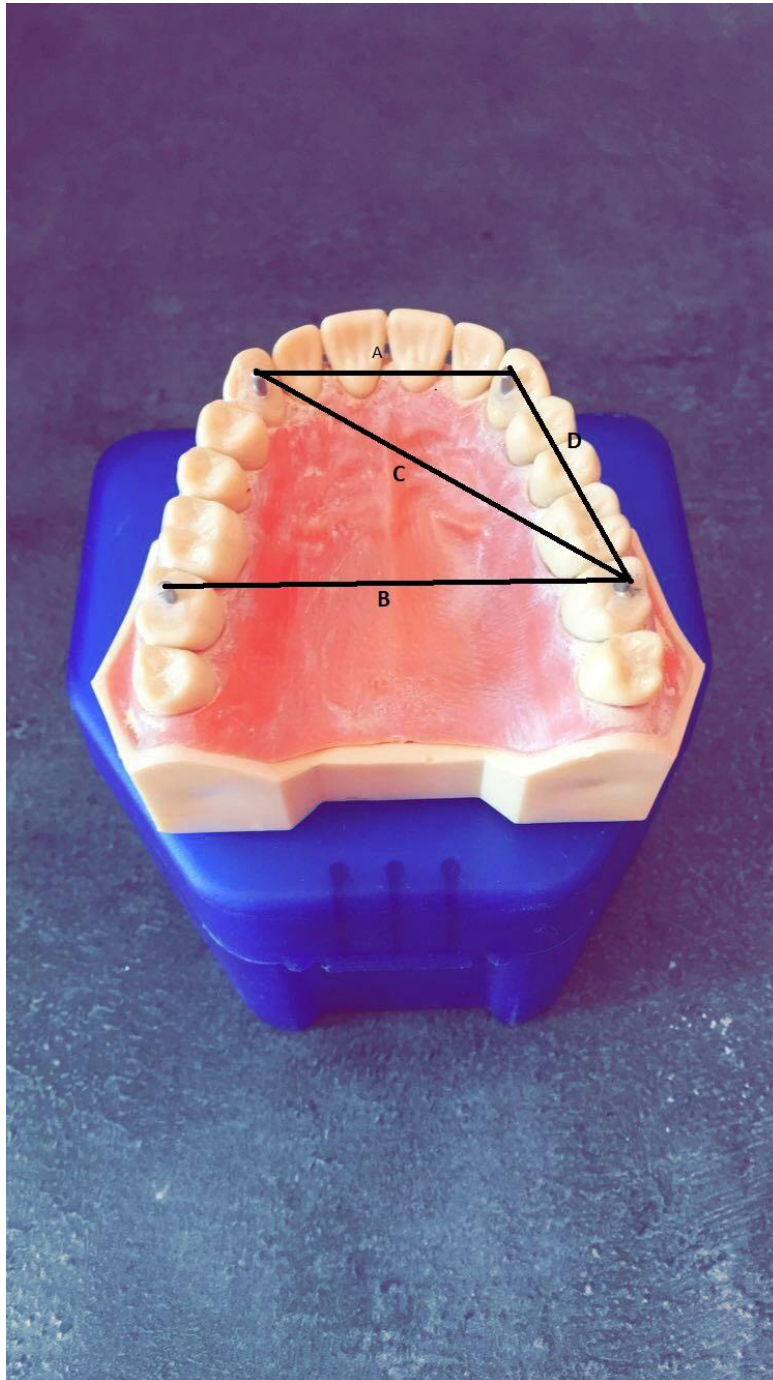


Figure 27: Modèle Frasaco: Repères et distances

4.2. Méthode.

4.2.1. Réalisation des empreintes.

Les empreintes optiques ont été réalisées sur le même modèle Frasaco en mesurant les distances entre les 4 points précédemment décrits. Elles ont été réalisées au sein du laboratoire Henry Schein par le même opérateur dans les mêmes conditions expérimentales (température).

Sur les deux scanners de laboratoire, les scannages ont été automatiques, réalisés par la machine et de façon successive ; l'opération a été répétée 20 fois.

Les scans obtenus ont été convertis au format STL Standard tessellation Language, format nous permettant l'analyse par différents logiciels (notre logiciel de mesure notamment).



Figure 28: Modèle scanné sur le scanner de laboratoire X5 de Sirona

4.2.2. Comparaison des données.

- Mesures physiques du modèle.

Les mesures ont été réalisées sur table sur le modèle Frasaco et ceci en mesurant les distance A B C et D à l'aide d'un micromètre d'extérieur dit PALMER respectant la norme ISO3611.

Les mesures ont également été effectuées dans les mêmes conditions expérimentales, et vérifiées à 2 reprises par 2 operateurs différents.



Figure 29: Photographie du Palmer

Le PALMER a été positionné puis réajusté sur la face externe de chaque plot cylindrique.

Ensuite, grâce au limiteur de couple, un serrage identique est obtenu pour chacune des mesures réalisées. (Mollette grise à l'extrémité du palmer). Ainsi nous relevons la valeur mesurée.



Figure 30: Photographie de palmers 25/50 et 50/75mm

- Mesures 3D des empreintes.

Pour ce faire, un logiciel a été proposé par la société 3SHAPE : Le 3Shape 3D viewer. Celui-ci est utilisable sur Windows uniquement.

Nous allons au préalable ouvrir les empreintes numérisées au format STL afin de pouvoir les traiter sur le viewer.

Il nous permettra dans un premier temps de lire l'empreinte et de l'orienter dans les 3D selon les 3 axes.

Il nous permet également de l'afficher en un nuage de point, un maillage ou encore une surface lisse grâce aux différentes applications disponibles.



Figure 31: Modèle scanné sur scanner de laboratoire 3Shape puis lissé

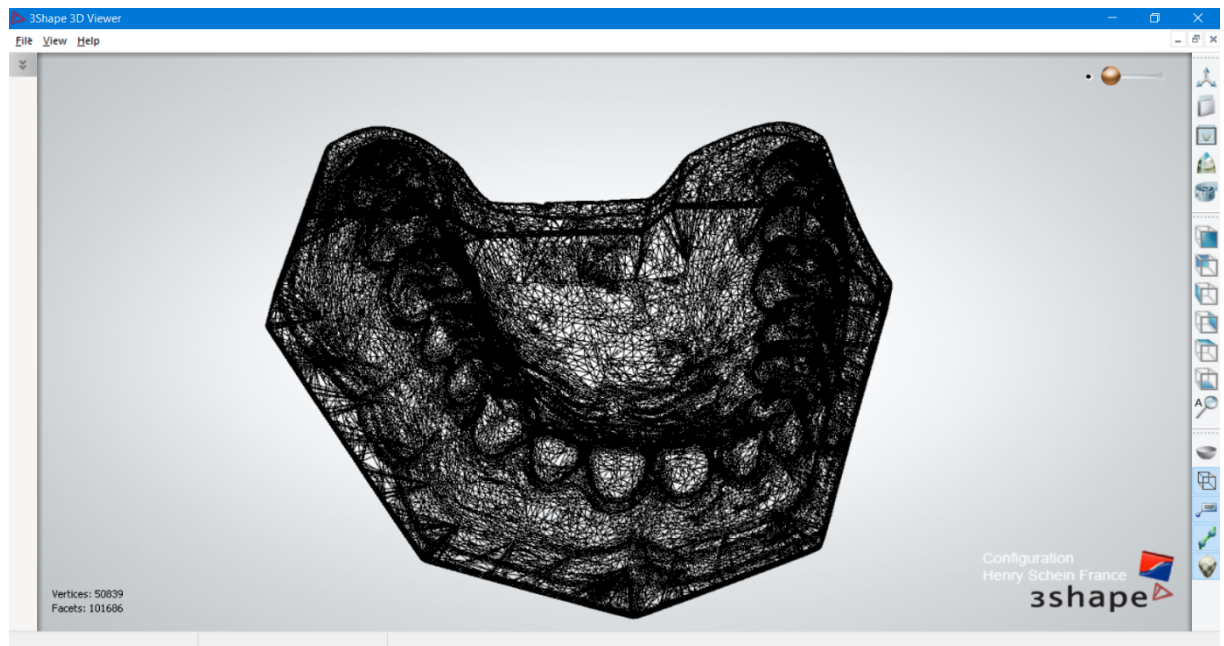


Figure 32: Maillage du modèle 3Shape sur le logiciel 3D Viewer

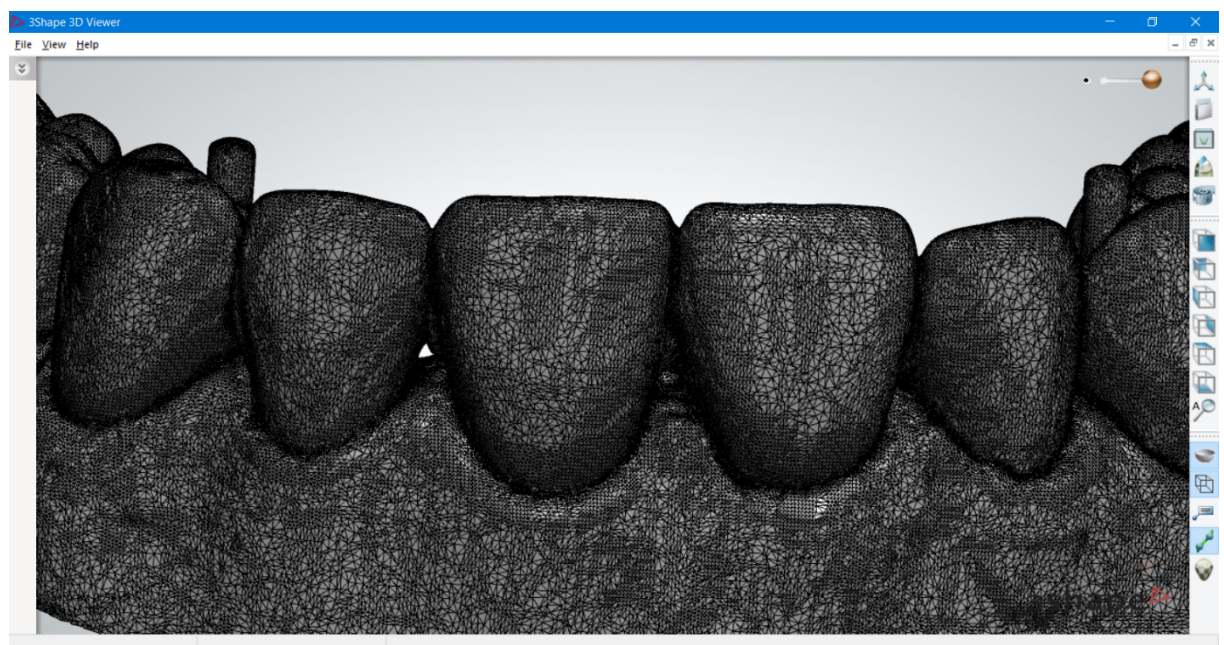


Figure 33: Photographie du modèle maillé

Sur ce modèle, on observe un maillage très fin à l'image de la qualité du scan et de la précision observée.

Enfin, une fonction de mesures nous permet de cibler à l'aide d'un curseur et de réaliser des mesures précises au micron près.

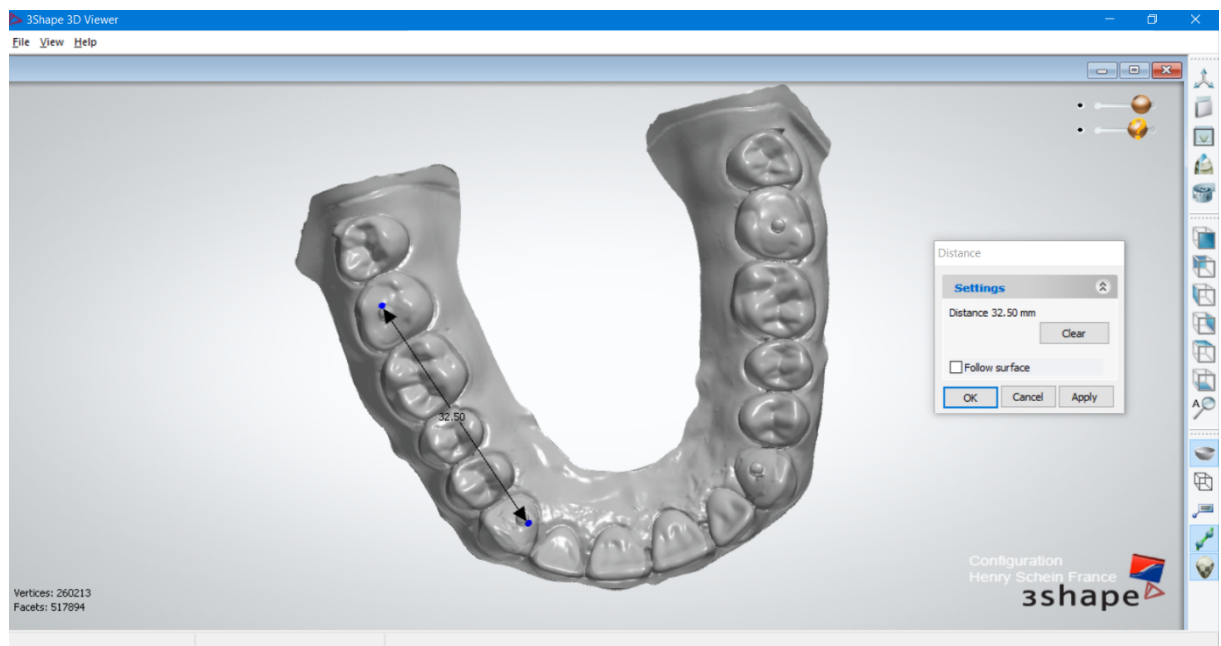


Figure 34: Modèle 3Shape scanné et mesures de distances

Modèle 3shape scanné. Mesure de la distance D sur le 3D Viewer de 3shape; le logiciel cible les faces externes et calcule la distance avec une précision de 1 micron.

5. Analyse statistique

5.1. Examen descriptif des mesures recueillies

	A	B	C	D
1	31,77	52,43	52,32	32,56
2	31,80	52,43	52,36	32,55
3	31,78	52,42	52,37	32,55
4	31,77	52,40	52,40	32,51
5	31,80	52,43	52,35	32,52
6	31,83	52,44	52,35	52,50
7	31,79	52,42	52,35	32,54
8	31,77	52,45	52,37	32,53
9	31,78	52,44	52,37	32,54
10	31,79	52,43	52,37	32,55
11	31,78	52,43	52,39	32,56
12	31,77	52,43	52,37	32,52
13	31,77	52,42	52,38	32,53
14	31,80	52,45	52,35	32,53
15	31,82	52,42	52,40	32,56
16	31,80	52,44	52,35	32,56
17	31,78	52,42	52,36	32,53
18	31,81	52,42	52,38	32,55
19	31,79	52,41	52,39	32,52
20	31,81	52,4	52,38	32,54
Valeurs moyennes	31,7905	52,4275	52,368	32,5375
Valeurs mesurées	31,80	52,43	52,37	32,53

Résultats SIRONA

	A	B	C	D
1	31,81	52,45	52,38	32,52
2	31,81	52,42	52,36	32,51
3	31,80	52,43	52,36	32,52
4	31,82	52,40	52,39	32,54
5	31,82	52,40	52,40	32,54
6	31,82	52,46	52,37	32,55
7	31,81	52,45	52,37	32,53
8	31,82	52,43	52,39	32,53
9	31,80	52,42	52,38	32,53
10	31,78	52,41	52,38	32,51
11	31,80	52,42	52,39	32,53
12	31,80	52,45	52,36	32,51
13	31,82	52,43	52,37	32,52
14	31,78	52,43	52,38	32,52
15	31,78	52,44	52,38	32,53
16	31,82	52,43	52,39	32,53
17	31,82	52,43	52,40	32,53
18	31,81	52,44	52,37	32,51
19	31,82	52,43	52,38	32,52
20	31,79	52,42	52,37	32,54
Valeurs moyennes	31,8065	52,4295	52,3785	32,526
Valeurs mesurées	31,80	52,43	52,37	32,53

Résultats 3Shape

Statistiques descriptives

	N	Minimum	Maximum	Moyenne	Ecart type
SIRONA A	20	31,77	31,83	31,7905	,01791
SIRONA B	20	52,40	52,45	52,4265	,01387
SIRONA C	20	52,32	52,40	52,3680	,01989
SIRONA D	20	32,50	32,56	32,5375	,01773
3SHAPE A	20	31,78	32,81	31,8565	,22490
3SHAPE B	20	52,40	52,46	52,4295	,01605
3SHAPE C	20	52,36	52,40	52,3785	,01226
3SHAPE D	20	32,51	32,55	32,5260	,01142

On constate qu'une des mesures de la distance A avec l'appareillage 3SHAPE est «éloignée» (outlier) ; cette mesure de 32,81 est à plus de 4 écarts-type de la moyenne. De même une mesure de la distance D avec l'appareillage 3SHAPE pourrait aussi être considérée comme éloignée (outlier) puisqu'elle est à près de 3 écarts-types de la valeur moyenne. Mais dans cette série de valeurs pour la distance D avec l'appareillage 3SHAPE, il y a une continuité des valeurs avec 3 valeurs à 2 écarts-type de la moyenne.

Les diagrammes Box-plot (annexe 1) mettent en évidence le caractère de valeur éloignée pour la mesure A à 32,80, alors que la mesure D à 32,55 ne présente pas ce caractère.

En conclusion, pour les mesure B et C que ce soit avec l'appareillage SIRONA ou avec l'appareillage 3SHAPE les répartitions sont peu éloignées d'une distribution gaussienne, et sans valeur éloignée ; pour la mesure A il y a nettement une valeur éloignée avec l'appareillage 3SHAPE ; pour la mesure D, les observations faites avec l'appareillage 3SHAPE semblent peu compatibles avec une gaussienne.

Le test de Kolmogorov-Smirnov d'adéquation à une loi de Gauss.

Test de Kolmogorov-Smirnov à un échantillon

	SIRONA A	SIRONA B	SIRONA C	SIRONA D	3SHAPE A	3SHAPE B	3SHAPE C	3SHAPE D
N	20	20	20	20	20	20	20	20
Paramètres								
Moyenne	31,7905	52,4265	52,3680	32,5375	31,8565	52,4295	52,3785	32,5260
Ecart-type	,01791	,01387	,01989	,01773	,22490	,01605	,01226	,01142
Différences les plus extrêmes								
Absolue	,171	,170	,140	,160	,514	,188	,156	,187
Positive	,171	,150	,117	,114	,514	,188	,156	,163
Négative	-,126	-,170	-,140	-,160	-,367	-,162	-,149	-,187
Z de Kolmogorov-Smirnov	,765	,759	,626	,714	2,301	,839	,698	,836
Signification asymptotique (bilatérale)	,601	,612	,828	,689	,000	,482	,715	,487

La distribution à tester est gaussienne.

Elle confirme ces assertions et indique que seules les mesures de la distance A faites avec l'appareillage 3SHAPE sont non compatibles avec une loi de Gauss.

5.2. Compatibilité des mesures de chaque distance avec la valeur réelle

Cette compatibilité est évaluée par un test de comparaison de la moyenne de chacune des 8 séries de mesures avec la mesure réelle indiquée. Ce test ne requiert pas de façon rigide la normalité de la distribution ; il est donc appliqué également à la série des mesures de la distance A faites avec l'appareillage 3SHAPE.

Appareil	Distance	Moyenne	Écart-type	Err.Std. Moy	T de Student	ddl	signification
SIRONA D200	A	31,7905	0,01791	0,00400	-2,372	19	-0,028
	B	52,4265	0,01387	0,00310	-1,129	19	0,273
	C	52,3680	0,01989	0,00445	-0,450	19	0,658
	D	32,5375	0,01773	0,00397	1,891	19	0,075
3SHAPE	A	31,8565	0,22490	0,05029	1,123	19	0,275
	B	52,4295	0,01605	0,00359	-0,139	19	0,891
	C	52,3785	0,01226	0,00274	3,101	19	0,006
	D	32,5260	0,01142	0,00255	-1,566	19	0,134

On constate que les mesures A, B et D faites avec l'appareillage 3SHAPE ne présentent pas de différence statistiquement significative par rapport à la valeur réelle ; il en est de même pour toutes les mesures des distances B, C et D faites avec l'appareillage SIRONA.

Par contre la série de mesures de la distance A faites avec l'appareillage SIRONA présente une différence significative avec la valeur réelle 31,8 et la série de mesures de la distance C faites avec l'appareillage 3SHAPE présente une différence significative avec la valeur réelle 52,37.

On doit essayer de typer l'origine de ces deux différences significatives. Dans le cas de la série des mesures A avec SIRONA, on relève 17 valeurs inférieures ou égales à la valeur réelle 31,8 alors que pour la série des mesures A faites avec 3SHAPE on relève une médiane à 31,8.

La dissymétrie est flagrante pour les mesures faites avec SIRONA qui sous-estime peut-être dans les conditions de la distance A. Dans le cas de la série des mesures C faites avec 3SHAPE, on relève 14 valeurs inférieures ou égales à la valeur réelle 52,37, alors que pour la série des valeurs C faites avec SIRONA, la médiane est pratiquement à 52,37. Cette dissymétrie est moins marquée que dans le cas précédent mais peut aussi révéler une sous-estimation de 3SHAPE dans les conditions de la distance C.

Dans les deux cas, c'est la structure totale des valeurs qui induit la différence avec le réel, et ce n'est pas une valeur éloignée ou aberrante.

5.3. Cohérences des mesures faites avec les deux appareillages

On vérifie ici que pour chaque distance, les séries de mesures faites avec les deux appareillages ne présentent pas de différences significatives. Le test appliqué est un test de Student de comparaison de deux moyennes, qui est complété par un test non-paramétrique de Mann et Whitney, afin de tenir compte du caractère non gaussien de la série A avec 3SHAPE (peut-être due à une mesure erronée). Ce test de Student pour 2 moyennes suppose non seulement que les distributions sont gaussiennes, mais également de variances égales ; on fait donc précéder ce test d'un test de comparaison des variances, et si celui-ci montre une différence entre les variances, on apporte une correction dite « de variances inégales ». Pour chaque distance il faut donc d'abord lire le test de Levene ; s'il est non significatif on lit le test de Student dans sa version « hypothèse de variances égales », et s'il est significatif, on lit le test de Student dans sa version « hypothèse de variances inégales ».

Les résultats sont les suivants :

		Test de Levene sur l'égalité des variances				
		F	Sig.	t	ddl	Sig. (bilatérale)
Distance A	Hypothèse de variances égales	3,172	,083	-1,308	38	,199
	Hypothèse de variances inégales			-1,308	19,241	,206
Distance B	Hypothèse de variances égales	,070	,793	-,632	38	,531
	Hypothèse de variances inégales			-,632	37,217	,531
Distance C	Hypothèse de variances égales	3,211	,081	-2,009	38	,052
	Hypothèse de variances inégales			-2,009	31,609	,053
Distance D	Hypothèse de variances égales	4,655	,037	2,438	38	,020
	Hypothèse de variances inégales			2,438	32,454	,020

Rangs

appareil	N	Rang moyen	Somme des rangs
Distance A SIRONA D200	20	15,18	303,50
3SHAPE	20	25,82	516,50
Total	40		
Distance B SIRONA D200	20	19,38	387,50
3SHAPE	20	21,62	432,50
Total	40		
Distance C SIRONA D200	20	17,18	343,50
3SHAPE	20	23,82	476,50
Total	40		
Distance D SIRONA D200	20	24,60	492,00
3SHAPE	20	16,40	328,00
Total	40		

Test^b

	Distance A	Distance B	Distance C	Distance D
U de Mann-Whitney	93,500	177,500	133,500	118,000
W de Wilcoxon	303,500	387,500	343,500	328,000
Z	-2,924	-,626	-1,831	-2,260
Signification asymptotique (bilatérale)	,003	,531	,067	,024
Signification exacte [2*(signification unilatérale)]	,003 ^a	,547 ^a	,072 ^a	,026^a

a. Non corrigé pour les ex aequo.

b. Critère de regroupement : appareil

Avec le test de Student, les distances A, B, et C sont mesurées sans différences significatives par les deux appareillages, mais il n'en est pas de même pour la distance D dont les mesures par les deux appareillages semblent significativement différentes (mais ici avec une correction de variances inégales). Le test non-paramétrique de Mann-Whitney est appliqué, notamment étant donné les variances inégales des mesures de la distance D.

Ces résultats confirment totalement ceux du test paramétrique de Student :

Les distances A, B et C sont évaluées sans différence par les deux appareillages, qui au contraire, donnent des évaluations significativement différentes pour la distance D.

5.4. Conclusion

Les éléments marquants de ces traitements sont :

1 une sous-estimation de la distance A par SIRONA, et une sous-estimation de la distance C par 3SHAPE;

2 des évaluations discordantes de la distance D.

Par contre, il ressort que

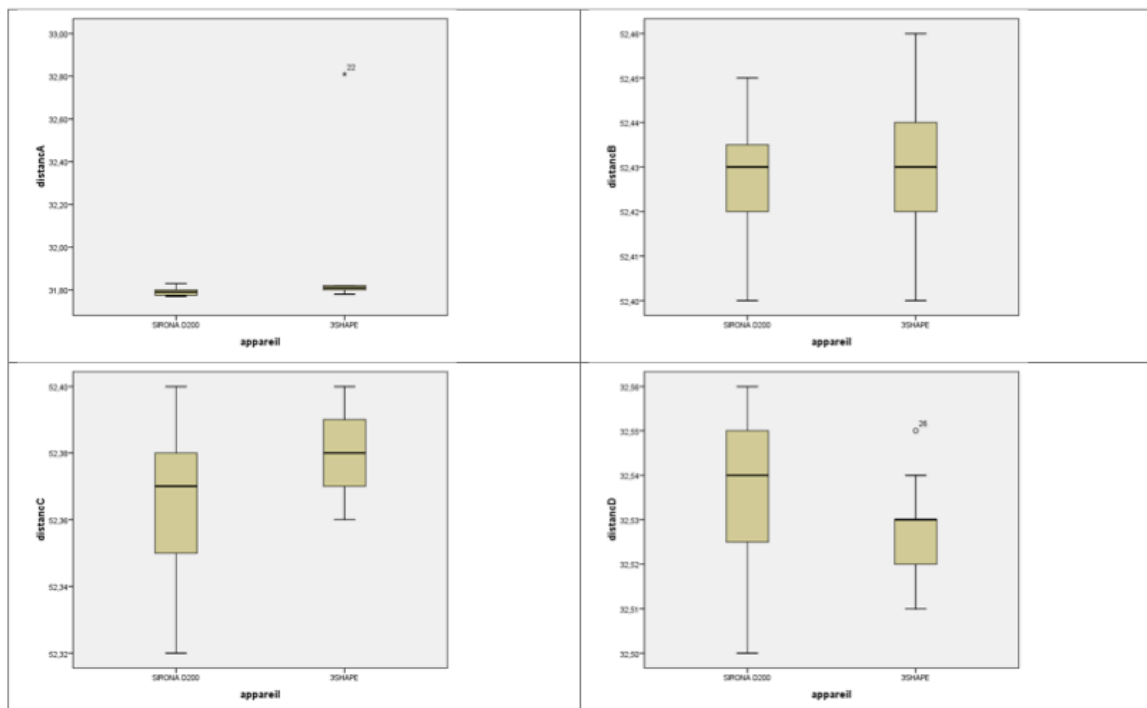
1 – les distributions sont assez régulières ;

2 – les distances B, C et D sont bien évaluées par SIRONA, et les distances A, B et D sont bien évaluées par 3SHAPE ;

3 – les évaluations des distances A, B et C par les deux appareillages sont concordantes.

Bernard Goldfarb Le 25 septembre 2017

Annexe 1 : sur le 1^{er} graphique (distance A), les boîtes sont écrasées car l'échelle est imposée par la valeur éloignée à plus de 4 écarts-type.



6. Discussion

Les résultats du test de Student et du test de Mann-whitney confirment tout deux le caractère régulier de la distribution des valeurs, concernant le scanner de laboratoire D2000 3Shape et inEos X5 Sirona.

Avec le test de student, les distances A, B, et C sont mesurées sans différences significatives par les deux appareillages.

Toutefois, on note une évaluation discordante de la distance D aussi bien sur le scanner de laboratoire Sirona que sur le 3Shape.

La distorsion est donc la plus importante entre 17 et 27. On peut en conclure que l'erreur provenant de la concaténation des vues intervient lors de l'aggrégation des vues de proche en proche : l'erreur s'accumulerait au fur et à mesure du cheminement de la caméra et de la rotation du modèle sur son socle.

D'autre part, plusieurs biais sont à prendre en considération dans notre étude:

Dans un premier temps la qualité de l'empreinte primaire à l'algate. Il s'agit d'une opération opérateur dépendant.

De même, le respect de la coulée de l'empreinte à moins de 24h.

Aussi, le poudrage; il s'agit d'une étape indispensable selon le scanner utilisé et qui parfois n'est pas utilisé à bon escient par le praticien (pulvérisation d'une couche souvent trop épaisse) et qui entraînerait une difficulté de numérisation par le scanner à certains endroits.

Par ailleurs, le protocole que nous avons réalisé nous a amené à scanner le modèle de façon itérative; la conséquence étant une hausse de la température du scanner de laboratoire et une légère diminution de la précision au fur et à mesure du temps.

Toutefois, l'erreur mesurée concernant la distance D, reste cliniquement non significative étant donné qu'elle s'écarte de moins de 10 microns de la valeur réelle.

Or, on sait que la compliance de l'implant est de 50 microns dans le sens transversal et que celle de la dent, à travers son ligament parodontal, est d'un millimètre dans le sens transversal également.

7. Conclusion

D'après nos résultats, on peut conclure que l'utilisation du scanner de laboratoire inEos X5 Sirona et D2000 3Shape, dans le cadre d'une restauration d'arcade complète, supra implantaire ou supra dentaire, demeure fiable.

En effet la distorsion mesurée sur la distance D, et de façon générale, aussi bien dans le sens transversale et antéro-postérieure, a été jugée négligeable et sans conséquences cliniques .

3Shape se sont intéressés à optimiser la précision de leurs scanner , qui en effet est équipé de 4 caméras, rendant possible des prises d'angles différents, et nous permettant ainsi d'optimiser la corrélation des vues, qui demeurent moindres

Comme tous les auteurs qui ont étudiés le sujet, nous pensons qu'une étude in vivo avec un échantillon plus grand et un faisceau de données plus exhaustif dans les trois sens de l'espace serait d'un intérêt capital.

Si aujourd'hui l'exactitude des techniques d'empreinte intra-orales ne peut être discutée pour la réalisation d'éléments prothétiques unitaires, la thèse du Dr babina démontre en revanche que la confection de prothèses de grande étendue ne peut reposer exclusivement sur une empreinte optique intra-orale.

Toutefois, notre étude nous a permis de conclure sur la fiabilité de l'empreinte optique au scanner de laboratoire, dans le cadre d'une restauration d'arcade complète.

8. BIBLIOGRAPHIE

- Armand S, Couret H. Profil d'émergence en prothèse fixée interet de la double empreinte. Cah Prothèse. 2004;(125):17-25.
- BOUSSAT JC. Règle de Scheimpflug [Internet]. 2017. Disponible sur: http://www.cameraboussat.fr/dossier_collection/tutoriels/Tutoriel%20mouvements%20grand%20format.pdf
- Canivet A. CPTP - Imagerie cellulaire La microscopie confocale [Internet]. Centre de physiopathologie de Toulouse-Purpan. 2013 [cité 8 sept 2017]. Disponible sur: <http://www.cptp.inserm.fr/imagerie-cellulaire-488172.kjsp?RH=1303826703083>
- Cazier S, Moussaly C. Descriptif des différents systèmes d'empreinte optique. Rev Odontostomatol (Paris). 2013;42:107-18.
- CNIFPD. Le guide de la cfao dentaire [Internet]. 2009 [cité 8 sept 2017]. Disponible sur: http://www.unppd.org/cnifpd/Guide_CFAO.pdf
- Cochard P. La microscopie confocale [Internet]. Disponible sur: <http://trigenotoul.com/wp-content/uploads/2014/09/Confocal-cours.pdf>
- Croll BM. Emergence profiles in natural tooth contour. Part I: Photographic observations. J Prosthet Dent. 1989;62(1):4-10.
- Duret F. Le fonctionnement des caméras endobuccales. Technol Dent. 2011;295/296:45-50.
- Duret F, Pelissier B. Differentes méthodes d'empreinte en CFAO dentaire. Encycl Med Chir-Médecine Buccale. 2010;[28-678-C-10]:1-16.
- Duret F, Pelissier B, Duret B. CFAO, histoire vécue, le temps des pionniers. Inf Dent. 2007;89(29):1659-68.
- Gonzalo E, Suarez MJ, Serrano B. Marginal fit of zirconia posterior fixed dental prostheses. Int J Prosthodont. 2008;21:98-9.
- Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JFL. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. J Prosthet Dent. 2009;102(6):378-84.
- Jeannin V, Cortasse B. Implantologie unitaire dans le secteur esthétique : considérations biologiques et stratégies prothétiques [Internet]. LEFILDENTAIRE magazine dentaire. 2013 [cité 7 sept 2017]. Disponible sur: <https://www.lefildentaire.com/articles/clinique/implantologie/implantologie-unitaire-dans-le-secteur-esthetique-considerations-biologiques-et-strategies-prothetiques/>

- Kim Y, Oh T-J, Misch CE, Wang H-L. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. Clin Oral Implants Res. 2005;16(1):26-35.
- Landewerlin O. L'Empreinte Optique Intra-Buccale Et ses applications au cabinet dentaire [Internet]. Saarbrücken: Éditions universitaires européennes; 2011 [cité 8 sept 2017]. Disponible sur: <http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:101:1-201404056736>
- Landewerlin O, Fages M. L'empreinte optique : Silence on tourne! Strat Prothétique. 2014;14(2):115-28.
- Lounis D, Aldon M-J, Crosnier A. Variantes de l'Algorithme ICP pour le Recalage de Données 3D Couleur [Internet]. HAL. 2006. Disponible sur: <https://hal-lirmm.ccsd.cnrs.fr/lirmm-00106684/document>
- Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Hüls A. An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. Int J Prosthodont. 2004;17(6):680-5.
- Marras S, Paolo cignoni P, Scateni R, Scopigno R, Ganovelli F. Controlled and Adaptive Mesh Zippering. (PDF Download Available). In: GRAPP 2010: proceedings of the International Conference on Computer Graphics Theory and Applications: Angers, France, May 17-21, 2010. Barcelone: INSTICC; 2010. p. 104-9.
- Martel A. Les scanners 3D par triangulation laser, on vous explique tout ! [Internet]. 3Dnatives. 2016 [cité 8 sept 2017]. Disponible sur: <http://www.3dnatives.com/3d-triangulation-laser-29042016/>
- Martin P. Photographie - Optique photographique [Internet]. Encyclopædia Universalis. 2017 [cité 8 sept 2017]. Disponible sur: <http://www.universalis.fr/encyclopedie/photographie-optique-photographique/>
- Martínez-Rus F, Suárez MJ, Rivera B, Pradíes G. Evaluation of the absolute marginal discrepancy of zirconia-based ceramic copings. J Prosthet Dent. 2011;105(2):108-14.
- Massicot P. Triangulation de Delaunay [Internet]. Université de Rennes. 2010. Disponible sur: <https://perso.univ-rennes1.fr/basile.pillet/publications/DeloneTrig.pdf>
- Ortega R, Gonzalo E, Gomez-Polo M, Lopez-Suarez C, Suarez MJ. SEM evaluation of the precision of fit of CAD/CAM zirconia and metal-ceramic posterior crowns. Dent Mater J. 2017;36(4):387-93.
- Perel ML. Axial crown contours. J Prosthet Dent. 1971;25(6):642-9.
- Perkins S. Generating 3D Meshes from range data Graphic Computation and Three-dimensional Modeling [Internet]. Slideplayer. 2009. Disponible sur: <http://slideplayer.com/slide/11143792/>

Ramsay D, Hao Z, Torsten M. Delaunay Mesh Construction. In: Eurographics Symposium on Geometry Processing. Aire-La-Ville, Switzerland: Eurographics Association; 2007. p. 273-82.

Turk G, Levoy M. Zippered Polygon Meshes from Range Images. In: Proceedings of the 21st annual conference on Computer graphics and interactive techniques [Internet]. New York: ACM SIGGRAPH; 1994. p. 311-8. Disponible sur: <https://graphics.stanford.edu/papers/zipper/zipper.pdf>

Wikipedia. Scanner tridimensionnel. In: Wikipédia [Internet]. 2017a [cité 8 sept 2017]. Disponible sur: https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Scanner_tridimensionnel&oldid=134406410

Wikipedia. Triangulation [Internet]. Wikipedia. 2017b. Disponible sur: https://fr.wikipedia.org/wiki/Triangulation#Notes_et_r.C3.A9f.C3.A9rences

9. Table des illustrations

Figure 1: Mean and standard deviation values of the external and the internal marginal gap of the crown specimens	9
Figure 2: Photographie du joint externe vue au microscope	10
Figure 3: Incisive médiale gauche vestibulée en liaison avec une parodontite	11
Figure 4: L'extraction ayant été réalisée, on prévoit une restauration implantaire; on observe l'axe du forage sur l'image 7. La position de l'émergence est le garant du succès esthétique	11
Figure 5: Photographie finale après mise en charge	12
Figure 6: Tableau de comparaison entre la dent et l'implant	13
Figure 7: Méthode de triangulation sans lumière structurée ou stéréovision.....	16
Figure 8: Schéma de la méthode de mesure par projection d'un point en triangulation par lumière structurée.....	18
Figure 9: Méthode par triangulation par projection de trame ou de grille à pas variable....	19
Figure 10: Méthode du moiré optique.....	19
Figure 11: Méthode d'interferométrie électronique par décalage de phase (CEREC)	20
Figure 12: Rayon laser évoluant sur la surface de l'objet	20
Figure 13: Illustration de la règle de Scheimpflug (Martin 2017)	21
Figure 14: Illustration de la règle de Scheimpflug(BOUSSAT 2017)	22
Figure 15: Illustration du système parallèle confocal.....	24
Figure 16: Méthode de Focalisation- Défocalisation colinéaire ou AWS(Lava C.O.S).....	25
Figure 17: Processus général de création d'un modèle numérique.....	26
Figure 18: Schéma de la triangulation.....	27
Figure 19: Reconstruction d'image par triangulation de Delaunay; Plus le nuage de points est dense plus l'image se rapproche de la réalité.....	28
Figure 20: Etapes du Mesh zippering (Perkins 2009)	31
Figure 21: Correspondance de points dans le Mesh zippering(Perkins 2009)	32
Figure 22: Recalage par algorithme (Turk et Levoy 1994).....	33
Figure 23: Scanner de laboratoire D2000 3Shape	35
Figure 24: Scanner de laboratoire InEos X5 Sirona.....	37
Figure 25: Scanner de laboratoire D2000; on observe la lumière bleue LEDS projetée en grille sur la surface dentaire	38
Figure 26: Points repères sur modèle Frasaco	39
Figure 27: Modèle Frasaco: Repères et distances	40
Figure 28: Modèle scanné sur le scanner de laboratoire X5 de Sirona	41
Figure 29: Photographie du Palmer	42
Figure 30: Photographie de palmers 25/50 et 50/75mm	43
Figure 31: Modèle scanné sur scanner de laboratoire 3Shape puis lissé.....	44
Figure 32: Maillage du modèle 3Shape sur le logiciel 3D Viewer	45
Figure 33: Photographie du modèle maillé	45
Figure 34: Modèle 3Shape scanné et mesures de distances	46

**Les opinions émises dans les dissertations présentées doivent être considérées
comme propres à leurs auteurs, sans aucune approbation ni improbation de la
faculté de Chirurgie Dentaire**

GHALFI Siham. Fiabilité du scanner de laboratoire à l'échelle d'une arcade complète – Etude in vitro. 2017. 62 p. : ill. tabl. Réf. Biblio. : 57-59

Sous la direction du Dr GATEAU

Th: Chir Dent. : Paris 7: 2017

RESUME en français :

La réalisation d'une empreinte constitue l'étape clef de la chaîne prothétique.

Ainsi de nombreux impératifs sont requis pour valider cette dernière, avec notamment la limite cervicale, l'intrados prothétique ou encore le profil d'émergence de notre préparation qui doit être enregistrés en toute précision.

Par ailleurs, il est à noter que la prothèse sur implant, contrairement à la prothèse supra dentaire, de part son ligament parodontal, bénéficie d'une certaine résilience dont on ne bénéficie pas ou peu en prothèse supra implantaire.

Outre le fait que ces imprécisions mettraient en péril la survie de l'implant et de la prothèse, les conséquences biologiques pour l'os et la dent sont évidemment notoires.

C'est pourquoi nous avons étudié la fiabilité du scanner de laboratoire dans le cas d'une arcade complète et voir ainsi s'il répond au niveau de précision requis.

Pour ce faire, il est essentiel de comprendre le fonctionnement du scanner.

Celui-ci mesure le positionnement d'un échantillonnage de points dans un système de coordonnées dit nuage de points, à la surface de la dent et de son environnement, pour ensuite en extrapoler son anatomie exacte – reconstitution 3D.

Autant d'étapes techniques d'analyse de coupe, et d'assemblage d'image puis de reconstitution, dans le but d'obtenir un enregistrement exploitable, nous amène à comprendre d'où les imprécisions proviennent et l'intérêt d'en mesurer les grandeurs.

Les résultats de notre étude nous ont permis de valider l'hypothèse nulle. En effet, nous avons situé notre marge d'erreur à 50 microns, valeurs correspondant à la résilience dans le sens transversal de la dent de part son ligament parodontale. Or, à l'issue de notre expérience, et en additionnant l'erreur inhérente à l'empreinte primaire à l'alginat, puis celle issue de sa numérisation au scanner de laboratoire, on obtient une imprécision d'une valeur de 50 microns.

De cette façon, on va pouvoir réaliser une empreinte optique d'une arcade complète à l'aide d'un scanner de laboratoire, et ce en vue d'une réhabilitation prothétique supra dentaire ou même supra implantaire.

TITRE en anglais : Reliability of laboratory scanner to the scale of a complete arcade : in vitro study.

DISCIPLINE : Prothèse

MOTS-CLES Français : Scanner de laboratoire, empreinte optique, triangulation

MOTS-CLES Anglais : Laboratory scanner, Optical fingerprint, Triangulation