



**HAL**  
open science

# La prothèse amovible partielle à châssis métallique numérique : données actuelles

Mike-Ely Cohen

► **To cite this version:**

Mike-Ely Cohen. La prothèse amovible partielle à châssis métallique numérique : données actuelles. Sciences du Vivant [q-bio]. 2021. dumas-03516081

**HAL Id: dumas-03516081**

**<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03516081>**

Submitted on 7 Jan 2022

**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

## **AVERTISSEMENT**

Cette thèse d'exercice est le fruit d'un travail approuvé par le jury de soutenance et réalisé dans le but d'obtenir le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire. Ce document est mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt toute poursuite pénale.



**UNIVERSITÉ DE PARIS**  
**FACULTÉ DE SANTÉ**  
**UFR D'ODONTOLOGIE - MONTROUGE**

**Année 2021**

**N° M007**

**THÈSE**  
**POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE**  
Présentée et soutenue publiquement le : 18 février 2021

Par

**Mike-Ely COHEN**

**La prothèse amovible partielle à châssis métallique numérique :**  
**données actuelles**

Dirigée par M. le Professeur Olivier Hüe

JURY

Mme le Professeur Catherine Chaussain

M. le Professeur Benjamin Salmon

M. le Docteur Nathan Moreau

M. le Docteur Tanguy Rouxel

M. le Professeur Olivier Hüe

Président

Assesseur

Assesseur

Assesseur

Invité





## Remerciements

---

**À Mme le Professeur Catherine Chaussain ;** Docteur en Chirurgie dentaire ; Docteur de l'Université Paris Descartes ; Habilitée à Diriger des Recherches ; Professeur des Universités, UFR d'Odontologie - Montrouge ; Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris ; Vice-Doyen de la Faculté de Santé, Université de Paris.

Merci de m'avoir fait l'honneur de présider le jury de ma thèse d'exercice. Grâce à vous j'ai eu la chance de rencontrer mon Directeur de thèse et toute une équipe de grande qualité. Pour votre gentillesse et pour m'avoir soutenu durant mon parcours je vous remercie et vous présente toute ma gratitude. De tout cœur, merci.

**À M. le Professeur Benjamin Salmon ;** Docteur en Chirurgie dentaire ; Spécialiste qualifié en Chirurgie orale ; Docteur de l'Université Paris Descartes ; Habilité à Diriger des Recherches ; Professeur des Universités, UFR d'Odontologie - Montrouge ; Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris ; Vice-Doyen de l'UFR d'Odontologie – Montrouge ; Chef de service de l'hôpital Bretonneau.

Professeur, je vous dois énormément. Depuis notre premier contact, lorsque je souhaitais réaliser un stage d'observation au sein d'un service hospitalier en médecine bucco-dentaire, jusqu'à cet aboutissement, vous m'avez permis de transformer en réalité mon rêve de « passerellien » de devenir un jour Docteur en Chirurgie dentaire. Pour tout cela et pour m'avoir fait le grand honneur de participer à mon jury, je tiens à vous dire merci. Merci de m'avoir accordé votre confiance ; merci d'avoir été si bienveillant à mon égard ; merci de m'avoir soutenu dans les moments plus difficiles ; merci pour vos qualités humaines reconnues de tous et si importantes au quotidien ; merci d'être un Chef de service dont le souci est le bien être de tous, à la fois praticiens, personnel hospitalier, et patients. Enfin, merci pour votre gentillesse et votre droiture. A vous et à l'ensemble des équipes enseignantes, je tiens à exprimer ma sincère reconnaissance et mes sentiments les plus respectueux.

**À M. le Docteur Nathan Moreau ;** Docteur en Chirurgie dentaire ; Spécialiste qualifié en Chirurgie orale ; Ancien Interne des Hôpitaux ; Docteur de l'Université Pierre et Marie Curie ; Maître de Conférences des Universités, UFR d'Odontologie – Montrouge ; Praticien Hospitalier ; Assistance Publique-Hôpitaux de Paris.

Je tiens à vous remercier d'avoir accepté de faire partie de ce jury, c'est pour moi un honneur et un plaisir que vous preniez part à cet aboutissement. Merci pour votre disponibilité, votre écoute et sens accru de pédagogie ainsi que pour m'avoir accompagné tout au long de mon parcours.



Merci pour tous ces moments passés dans la bonne humeur au sein du service, cela grâce à votre sens de la proximité encore inégalée avec vos étudiants. Je voudrais exprimer, pour tout cela, ma profonde reconnaissance au « Dr House de Bretonneau ».

**À M. le Docteur Tanguy Rouxel ; Docteur en Chirurgie dentaire ; Assistant Hospitalo-Universitaire, UFR d'Odontologie - Montrouge.**

Pour l'honneur que vous me faites en participant à ce jury, pour vos bons conseils, votre gentillesse et votre bienveillance toujours joviale, veuillez recevoir ici l'expression de toute ma gratitude et de mes sincères remerciements.

**À M. le Professeur Olivier Hüe ; Docteur en Chirurgie dentaire ; Docteur de l'Université Paris Diderot ; Professeur Emérite, Faculté d'Odontologie - Aix-Marseille Université.**

Merci d'avoir accepté de diriger ma thèse d'exercice, de m'avoir accompagné et soutenu tout au long de son accomplissement. Ce fut un grand honneur de vous avoir comme Directeur de thèse et un véritable privilège d'apprendre de vous. Je reste impressionné par votre humilité malgré votre immense savoir et expérience. Pour tout cela et pour m'avoir permis d'aboutir à la réalisation de cette thèse, je vous remercie sincèrement. Avec mon plus profond respect.

*Je souhaite également ici remercier tout particulièrement le Dr Charles-Daniel Arreto qui m'a fait bénéficier de son savoir et de son expérience clinique lors des consultations en Odontologie gériatrique. Merci pour m'avoir accompagné et pour m'avoir transmis votre savoir-faire lors de la prise en charge des patients. A vos cotés, j'ai eu la chance de recevoir d'excellents conseils et j'ai pu apprécier votre vocation à enseigner et transmettre qui est sans commune mesure. Merci pour votre gentillesse, votre sens pédagogique, votre compréhension mais également pour votre bonne humeur légendaire et votre culture générale de grande étendue. Veuillez recevoir, Dr Arreto, ma sincère reconnaissance et mon plus grand respect.*

*Un grand merci également au Docteur Mathieu Izart qui a largement contribué à cette thèse, qui m'a apporté aide, soutien et a toujours répondu présent. Merci à toi !*

*Enfin, merci au Docteur Jean-Marie Cheylan pour m'avoir permis d'apprendre les bases de la prothèse adjointe, au Docteur Eric Bonte, Docteur Philippe François, Docteur Charles-Maximilien Thi de Tong'an, Docteur Thibault Conçu pour leurs enseignements en OCE. Aussi, ne pouvant pas être trop exhaustif, je voudrais remercier tous les enseignants qui m'ont transmis leur connaissance et m'ont fait bénéficier de leur expertise lors de ma formation en Odontologie, merci encore et mille excuses de ne pas pouvoir vous nommer tous.*



# Résumé et indexation en français et anglais

---

## Résumé :

La réalisation d'une prothèse amovible partielle (PAP) en odontologie prothétique traditionnelle nécessite actuellement plusieurs séances à la fois en clinique et au laboratoire. Cette succession d'étapes nécessaires à la réalisation conventionnelle d'une PAP à châssis métallique entraîne une accumulation d'imprécisions qui peut rendre le modèle de travail inexact et par voie de conséquence peut produire une prothèse inadaptée. Introduit par François Duret dans les années 70, la chaîne numérique de Conception et Fabrication assistée par Ordinateur (CFAO) est de plus en plus utilisée au sein des cabinets dentaires et des laboratoires de prothèses. Jusque-là utilisée en prothèse conjointe, l'évolution des systèmes de CFAO offre de nouvelles perspectives pour la réalisation numérique de prothèses amovibles partielles plus précises. L'optimisation de cette chaîne technologique pour la réalisation de PAP à châssis métallique est encore un « challenge » mais elle présenterait de nombreux avantages par rapport à la chaîne de fabrication conventionnelle. En se basant sur les données actuelles de la science, cette thèse présente les principaux procédés de CFAO mis en œuvre pour la fabrication de PAP à châssis métallique. Elle décrit la chaîne numérique allant de la prise d'empreintes optiques à la mise en œuvre de logiciels de conception (CAO) et fabrication (FAO) assisté par ordinateur pour la PAP. Les avantages et inconvénients de cette nouvelle approche pour la fabrication numérique de PAP sont abordés puis la réalisation d'une PAP à châssis métallique par CFAO est présentée au travers d'un cas clinique.

## Discipline ou spécialité :

Prothèses dentaires

## Mots clés français (fMeSH et Rameau) :

**fMeSH** : Conception de prothèse dentaire ; Prothèse dentaire partielle amovible

**Rameau** : CFAO, Systèmes de ; Empreintes dentaires

## Forme ou Genre :

**fMeSH** : Dissertation universitaire

**Rameau** : Thèses et écrits académiques



**Abstract :**

The manufacture of a removable partial denture (RPD) in conventional prosthetic dentistry requires several steps both in clinic and laboratory. This succession of steps leads necessary to an accumulation of inaccuracies in conventional RPD with a metal framework. Consequently, the inaccurate working cast can contribute to obtain an inaccurate prosthesis. Introduced by François Duret in the 1970's, the digital dental computer-aided design (CAD) and manufacturing (CAM) chain is more and more used in dental practices and prosthesis laboratories. Until now used for fixed prosthesis, the evolution of CAD/CAM systems offers new perspectives for the digital fabrication of a more accurate RPD. It is however still a 'Challenge' to optimize this technological chain to produce metal framework RPDs but such an optimization would provide many benefits over the conventional manufacture chain. Based on current data, this thesis develops the main CAD/CAM processes developed for the manufacture of metal-framework RPDs. It describes the digital chain from optical impressions to CAD/CAM processes. The benefits and drawbacks of this new approach for the digital manufacture of RPDs are discussed and the realization of a metal framework RPD by CAD/CAM is then exposed through a clinical case.

**Branches or specialty :**

Dental prosthesis

**English keywords (MeSH) :**

Dental Prosthesis Design ; Denture, Partial, Removable

**Publication type (MeSH) :**

Academic Dissertation



## Liste des abréviations

---

- CAO : Conception Assistée par Ordinateur
- CCD : Charge Coupled Device
- CFAO : Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur
- FAO : Fabrication Assistée par Ordinateur
- ICM : Inter-Cuspidie Maximale
- LASER : Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
- LED : Light Emitting Diode
- PAP : Prothèse Amovible Partielle
- PEEK : Poly Ether Ether Kéthane
- PEI : Porte Empreinte Individuel
- PMMA : Poly (Methyl MethAcrylate)
- RMM : Relation Maxillo-Mandibulaire
- SLM : Selective Laser Melting
- SLS : Selective Laser Sintering
- STL : Stéréo-Lithographie



# Table des matières

---

<b>INTRODUCTION</b> .....	<b>1</b>
<b>1 : PRINCIPES GENERAUX DE LA CFAO DENTAIRE : DE LA CONCEPTION A LA FABRICATION NUMERIQUE</b> .....	<b>3</b>
<b>2 : L'EMPREINTE OPTIQUE</b> .....	<b>5</b>
2.1 PRINCIPES DE L'EMPREINTE OPTIQUE INTRA-ORALE .....	5
2.1.1 <i>La mesure optique</i> .....	5
2.1.2 <i>Le traitement et la reconstruction 3D des données numérisées</i> .....	7
2.2 INDICATIONS DES EMPREINTES OPTIQUES INTRA-ORALES .....	10
2.3 PRECISION DES EMPREINTES OPTIQUES INTRA-ORALES .....	11
2.4 LIMITES ET OPTIMISATION DES EMPREINTES OPTIQUES INTRA-ORALES .....	12
2.4.1 <i>Limites liées à l'environnement buccal</i> .....	13
2.4.2 <i>Optimisation par poudrage des surfaces bucco-dentaires</i> .....	13
2.4.3 <i>Limites liées à l'environnement extra-buccal</i> .....	15
2.4.4 <i>Optimisation par la bonne pratique du praticien</i> .....	16
2.4.5 <i>Limites liées aux structures dentaires et à l'étendue des régions numérisées</i> .....	16
2.5 CONTRE-INDICATIONS DES EMPREINTES OPTIQUES INTRA-ORALES .....	24
<b>3 : APPLICATION A LA PROTHESE AMOVIBLE PARTIELLE A CHASSIS METALLIQUE</b> .....	<b>25</b>
3.1 LIMITES ET OPTIMISATION DE L'EMPREINTE OPTIQUE INTRA-ORALE .....	25
3.1.1 <i>Limites sur arcade partiellement édentée</i> .....	25
3.1.2 <i>Optimisation des protocoles d'acquisition</i> .....	28
3.2 REALISATION PROTHETIQUE.....	43
3.2.1 <i>Réalisation de l'empreinte</i> .....	43
3.2.2 <i>Conception assistée par ordinateur (CAO) du châssis</i> .....	45
3.2.3 <i>Fabrication assistée par ordinateur (FAO) du châssis</i> .....	51
3.2.4 <i>Montage des selles et des dents prothétiques</i> .....	60
<b>4 : CAS CLINIQUE : REALISATION D'UNE PAP A CHASSIS METALLIQUE PAR CFAO</b> .....	<b>62</b>
<b>CONCLUSION</b> .....	<b>67</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE</b> .....	<b>69</b>
<b>TABLE DES FIGURES</b> .....	<b>72</b>
<b>TABLE DES TABLEAUX</b> .....	<b>74</b>
<b>ANNEXES</b> .....	<b>75</b>

# Introduction

---

La réalisation d'une prothèse amovible partielle (PAP) en odontologie prothétique traditionnelle nécessite actuellement plusieurs séances à la fois en clinique et au laboratoire. Les nombreux allers-retours ces deux lieux ainsi que les déformations engendrées par les matériaux d'empreinte conventionnels rendent la méthode traditionnelle complexe et parfois imparfaite. Chaque étape peut être source de nombreuses imprécisions et peut entraîner une accumulation d'imprécisions qui seront retrouvées sur le modèle de travail. Le modèle devenu inexact est susceptible de donner en fin de chaîne une prothèse qui sera imprécise.

Conventionnellement, le chirurgien-dentiste réalise une première empreinte qui est coulée au laboratoire afin d'obtenir un modèle en plâtre encore appelé modèle primaire. Ce modèle primaire va permettre l'élaboration d'un porte empreinte individuel qui servira au praticien pour la réalisation d'une deuxième empreinte conventionnelle appelée empreinte secondaire. Finalement, un modèle secondaire en plâtre est confectionné au laboratoire après coulée de cette seconde empreinte. C'est le modèle secondaire qui va alors constituer la base à partir de laquelle sera créée la future PAP à châssis métallique avec la méthode conventionnelle.

Aujourd'hui, alors que les technologies numériques se développent et deviennent omniprésentes dans tous les domaines, leur application en odontologie prothétique offre de nouvelles perspectives. L'empreinte optique, introduite par le Professeur François Duret dans sa thèse en 1973<sup>1</sup>, a montré ses performances en prothèse fixée et a permis d'éliminer un grand nombre d'inconvénients liés à la manipulation des matériaux d'empreinte conventionnels.<sup>2</sup> L'empreinte optique utilisée comme alternative aux empreintes physico-chimiques en prothèse fixée, voit aujourd'hui son application s'étendre à la prothèse adjointe et devenir une étape clé pour la réalisation numérique de PAP à châssis métallique.

L'optimisation de l'empreinte optique reste encore un « challenge » et va conditionner l'ensemble des procédures de conception et fabrication assistée par ordinateur (CAO et FAO) nécessaires à la production de PAP numérique à châssis métallique. L'enjeu est alors de pouvoir satisfaire les

---

<sup>1</sup> Duret, « Empreinte optique ».

<sup>2</sup> Ahlholm et al., « Digital versus conventional impressions in fixed prosthodontics : a review ».

exigences cliniques indispensables à l'obtention d'une prothèse qui sera cliniquement adaptée et de qualité.

En se basant sur les données actuelles, cette thèse présente les principaux procédés mis en œuvre pour la réalisation de PAP à châssis métallique numérique. Elle décrit la chaîne numérique allant de la prise d'empreintes optiques à la mise en œuvre de logiciels et systèmes de conception (CAO) et fabrication (FAO) assisté par ordinateur. Les avantages et inconvénients de cette nouvelle approche pour la fabrication numérique de la prothèse sont abordés puis la réalisation d'une PAP à châssis métallique digitale est présentée au travers d'un cas clinique.

# 1 : Principes généraux de la CFAO dentaire : de la conception à la fabrication numérique

---

La Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur ou CFAO est apparue dans les années 50 dans le milieu industriel. Il faut attendre plus de vingt ans avant qu'elle soit appliquée au milieu de la dentisterie. <sup>3</sup> Aujourd'hui, la CFAO est utilisée à la fois par le chirurgien-dentiste dans son cabinet et par le prothésiste dentaire dans son laboratoire afin d'automatiser les procédures de réalisation prothétique. L'objet de cette partie est de présenter succinctement les principes généraux de la CFAO afin de mieux appréhender les différentes étapes qui seront nécessaires à la fabrication numérique de dispositifs prothétiques comme la PAP à châssis métallique.

La CFAO dentaire est un processus mettant en œuvre une « chaîne numérique ». Cette chaîne est constituée de trois grands maillons successifs <sup>4</sup> :

- Le premier maillon correspond à la « numérisation » : cette étape permet de passer de la réalité clinique à une représentation virtuelle de la situation bucco-dentaire du patient ;
- Le second maillon correspond à la « conception assistée par ordinateur » ou CAO : cette étape permet de concevoir un dispositif prothétique virtuel en travaillant à partir de la représentation numérique des arcades bucco-dentaires du patient ;
- Enfin, le troisième et dernier maillon de cette chaîne correspond à la fabrication assistée par ordinateur ou FAO : cette dernière étape permet de fabriquer de manière automatique le dispositif prothétique qui a été conçu à l'étape de CAO.

Chacun de ces trois maillons nécessite du matériel et des logiciels dédiés :

- Le premier maillon fait appel à un système d'acquisition numérique ou un système d'empreinte optique qui réalise la numérisation ;
- Le second maillon utilise un logiciel de conception CAO qui permet la conception virtuelle à partir des données numérisées ;

---

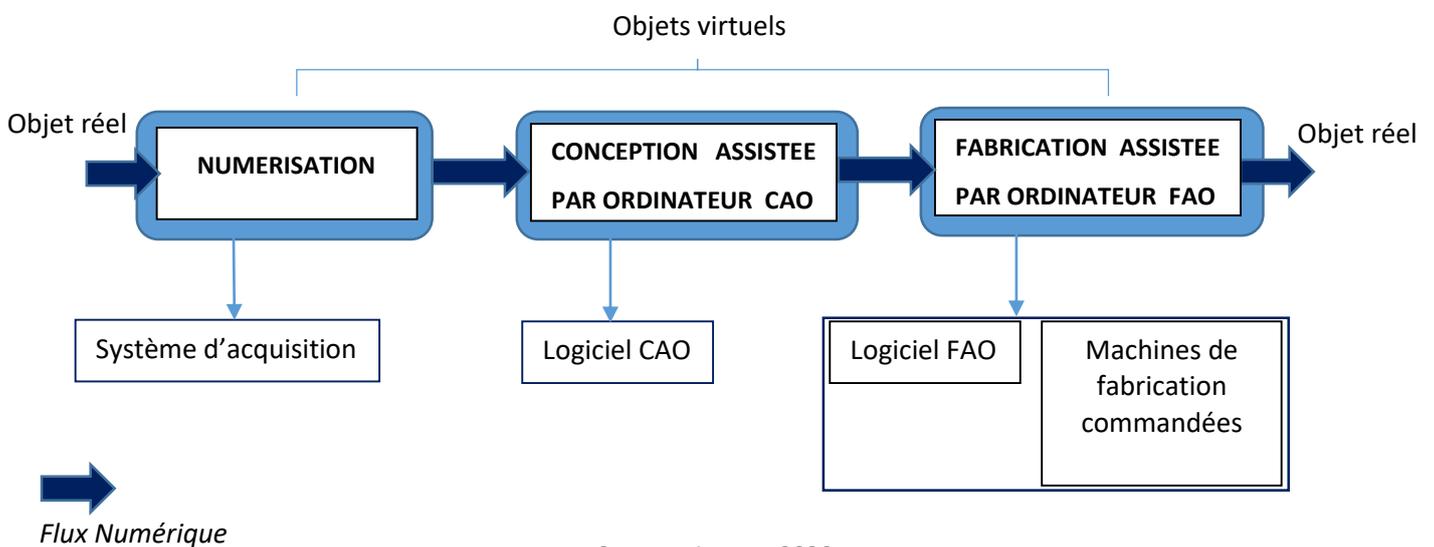
<sup>3</sup> Duret, « Empreinte optique ».

<sup>4</sup> Tapie, Lebon, et Attal, « La chaîne numérique en CFAO dentaire : structuration de la chaîne de production en prothèse conjointe ».

- Enfin, un logiciel de fabrication FAO permet d'organiser et piloter les processus de fabrication automatique. Ce logiciel est associé à des machines de fabrication à commande numérique qui produiront le dispositif prothétique.

Entre les différents maillons de cette chaîne numérique plusieurs formats de fichiers informatiques peuvent être échangés. Cet échange continu d'informations numériques constitue ce qui est appelé le « flux numérique ». Les types de fichiers qui sont échangés au sein de ce flux sont dépendants des systèmes informatiques avec lesquels ils sont en relation. <sup>5</sup>

Figure 1 : Concept de la chaîne numérique en CFAO



Source : Auteur, 2020.

Cette thèse traite des différents processus numériques nécessaires à la réalisation d'une PAP à châssis métallique. Elle aborde plus particulièrement les problématiques de la numérisation par empreinte optique lorsque celle-ci est appliquée à la prothèse amovible partielle et souhaite donner au chirurgien-dentiste des pistes pour permettre son optimisation.

<sup>5</sup> Centre national d'innovation et de formation des prothésistes dentaires, « Guide de la CFAO dentaire ».

## **2 : L’empreinte optique**

---

Le Professeur François Duret fut le premier à avoir pensé à dématérialiser l’arcade dentaire par la méthode d’empreinte optique dans les années 70.<sup>6</sup> Cette méthode novatrice a permis de modéliser numériquement et en trois dimensions les arcades bucco-dentaires d’un patient tout en s’affranchissant des matériaux d’empreintes conventionnels.

Différents systèmes de numérisation peuvent aujourd’hui être utilisés pour réaliser la numérisation, cependant, la présente thèse s’intéresse spécifiquement aux systèmes permettant la prise d’empreinte optique directement au sein de la cavité buccale du patient. Cette méthode de prise d’empreinte optique intra-orale est particulièrement développée car elle conditionne en grande partie la réussite des étapes de CAO et FAO nécessaire à la réalisation numérique d’une prothèse adaptée.

### **2.1 Principes de l’empreinte optique intra-orale**

#### **2.1.1 La mesure optique**

Pour réaliser l’empreinte numérique, une « caméra optique intra-orale » permet au chirurgien-dentiste de parcourir l’arcade bucco-dentaire du patient qui est installé au fauteuil. Ce système d’empreinte opto-électronique projette un signal lumineux sur la zone à numériser puis il mesure ensuite la variation de ce signal lumineux après réflexion de la lumière sur les tissus. Le système convertit alors le signal lumineux en signal numérique et calcule les coordonnées spatiales des points formant la surface externe des structures bucco-dentaire scannées. L’ensemble de ces surfaces numérisées est ensuite reconstitué et l’arcade bucco-dentaire du patient est finalement reconstruite en trois dimensions dans un espace virtuel.

---

<sup>6</sup> Duret, « Empreinte optique ».

Figure 2 : Système d'empreinte optique intra-orale Primescan™ (Dentsply Sirona)



Source : Dentsply Sirona, 2019.

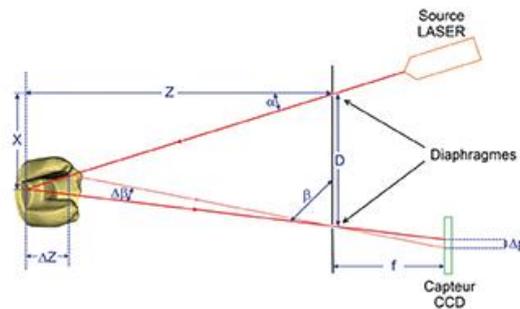
Pour pouvoir réaliser la mesure optique et la convertir en signal numérique, le système de scanner intra-oral est un dispositif qui doit être constitué de trois éléments :

- **Un émetteur** qui permet de projeter un faisceau lumineux au niveau de la zone à scanner. Cet émetteur peut être de type LED (Light Emitting Diode) ou de type LASER (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) en fonction du système considéré.
- **Un récepteur** qui permet de mesurer la variation du signal lumineux qui est renvoyé par la zone à scanner. L'émetteur et le récepteur sont en général situés au sein d'une pièce à main qui peut être manipulée au fauteuil par le praticien.
- **Et un calculateur puissant** qui modélise la surface scannée en trois dimensions après analyse de la variation du signal. Pour cela un convertisseur photosensible de type CCD (Charge Coupled Device) est le plus souvent utilisé afin de transformer le signal lumineux en signal numérique.<sup>7</sup>

---

<sup>7</sup> Boucharlat, « Dispositifs à transfert de charges (CCD) ».

Figure 3 : Schéma présentant le principe de mesure optique (CCD : Charge-Coupled Device)



Source : Duminil, « Introduction aux empreintes optiques », 2014.

Plusieurs systèmes d'acquisition optique sont aujourd'hui commercialisés mais chaque système a sa propre technologie d'acquisition numérique. Compte tenu du nombre important de systèmes d'empreintes optique actuellement sur le marché, il est essentiel pour le chirurgien-dentiste de connaître les principes d'acquisitions des différents systèmes, cela afin de l'aider à choisir le plus adapté à ses besoins. Ces différents principes d'acquisition ainsi qu'un tableau récapitulatif des caractéristiques d'acquisition de plusieurs systèmes optiques sont présentés en annexe (Cf. Annexe 1).

### 2.1.2 Le traitement et la reconstruction 3D des données numérisées

Plusieurs traitements numériques sont nécessaires afin de pouvoir obtenir une reconstitution numérique en 3D des surfaces bucco-dentaires scannées.

Pour cela, en début de traitement informatique, des « points d'intérêt » vont être sélectionnés sur plusieurs images issues des données acquises.<sup>8</sup>

Ces « points d'intérêt » sont définis comme des points invariants par transformation géométrique d'une image à l'autre et sont obtenus à partir des lignes de gradients, de contours, de zones de forte concavité ou de zones de variation de niveau de gris au sein des images.<sup>9</sup>

Ensuite, une étape de recalage ou de mise en correspondance de ces « points d'intérêt » va permettre de retrouver la transformation géométrique reliant les images entre elles. Cela permet de pouvoir

<sup>8</sup> Richert et al., « L'empreinte optique intrabuccale : de la connaissance théorique à la stratégie clinique »; Mao et al., « Robust surface reconstruction of teeth from raw pointsets »; Hong-Seok et Chintal, « Development of high speed and high accuracy 3d dental intra oral scanner ».

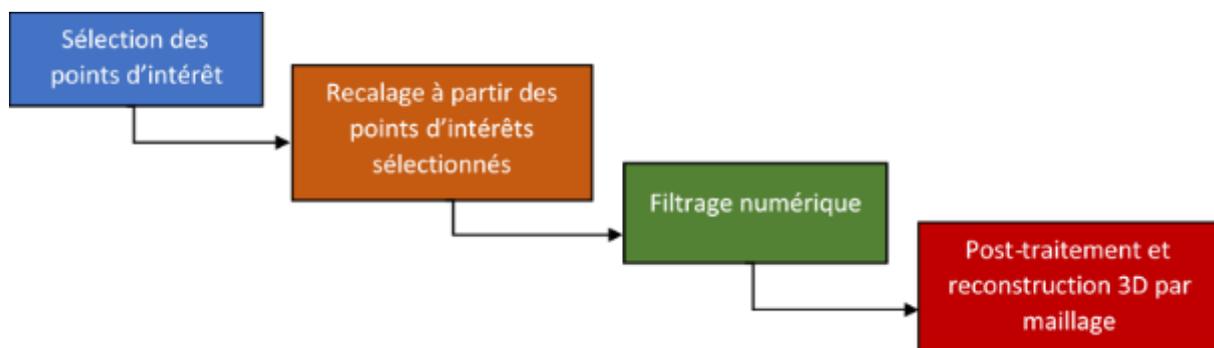
<sup>9</sup> Richert et al., « L'empreinte optique intrabuccale : de la connaissance théorique à la stratégie clinique ».

mettre bout à bout les images entre elles à partir de zones communes pour obtenir une représentation numérique globale.

A ce stade la modélisation présente encore des points aberrants ou des points en doublons qui sont inutiles. Un processus de filtrage va alors permettre d'éliminer ces points inutiles à la reconstruction 3D finale.<sup>10</sup> Finalement, une étape de post-traitement va consister à réaliser un maillage spatial de l'ensemble des points utiles conservés.

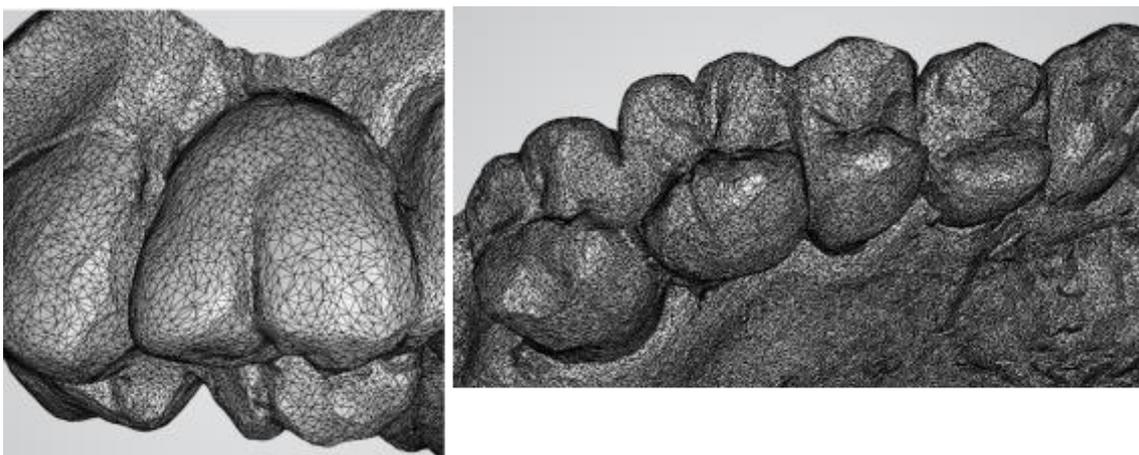
Dans le cas de la numérisation des arcades dentaire, une fois que les points inutiles à la reconstruction 3D finale ont été éliminés, la surface externe des structures bucco-dentaires peut être reconstituée numériquement et en trois dimensions. Cette modélisation correspond alors à la surface finale du modèle virtuel.

Figure 4 : Schéma des traitements numériques de données après acquisition numérique



Source : Auteur, 2020.

Figure 5 : Maillage du modèle 3D virtuel obtenu après empreinte optique intra-orale



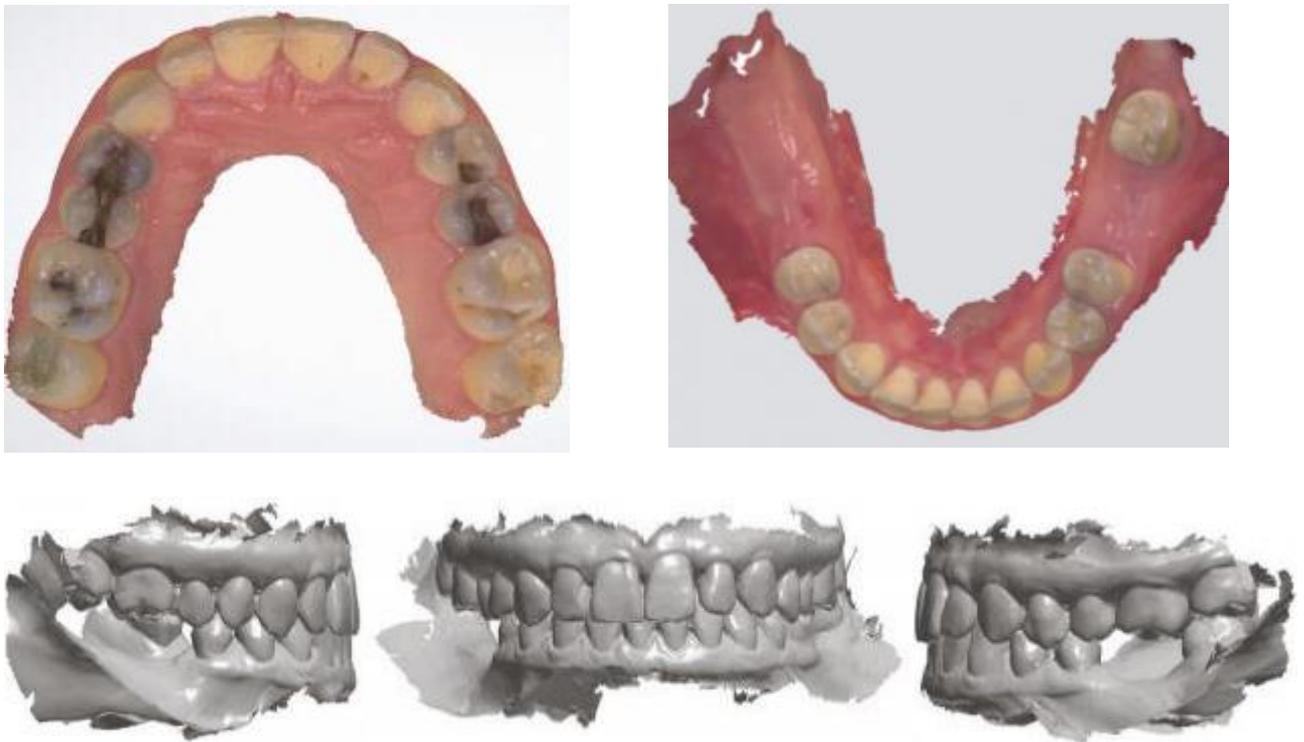
Source : Auteur, 2020.

<sup>10</sup> Richert et al., « Intraoral scanner technologies : a review to make a successful impression ».

Le modèle virtuel 3D des arcades bucco-dentaires du patient qui est obtenu à la suite de la réalisation de l’empreinte constitue le modèle de travail qui sera par la suite utile à la réalisation du dispositif prothétique. Ce modèle numérique se substitue alors au modèle de travail en plâtre traditionnel qui est habituellement obtenu après coulée des empreintes physico-chimiques.

Figure 6 : Exemple d’empreintes optiques maxillaire et mandibulaire

En bas, de gauche à droite : vue latérale droite, vue de face et vue latérale gauche des modèles virtuels en occlusion.



Source : Robert et Lamy, « Utilisation d’un scanner intra-oral et d’un processus numérique pour la réalisation d’une PAP », 2020.

La réalisation des empreintes optiques intra-orales est aujourd’hui courante mais elle répond à des indications cliniques bien précises que le chirurgien-dentiste doit connaître afin d’obtenir des empreintes de qualité.

## 2.2 Indications des empreintes optiques intra-orales

A l'heure actuelle, les principales indications des empreinte optiques intra-orales concernent les réalisations prothétiques suivantes :

- Réalisation de restaurations unitaires ou plurales de types couronnes, inlay/onlay, facettes, bridge avec un nombre d'élément à réaliser inférieur à 4 ; <sup>11</sup>
- Reconstitutions corono-radicales coulées type inlay-core : seul le système TRIOS de 3Shape permet à ce jour la réalisation d'empreinte optique pour reconstitutions corono-radicales ;
- Réalisation de Wax-up virtuels ;
- Réalisation de guide chirurgical ;
- Réalisation de piliers implantaires.

L'empreinte optique intra-orale est également indiquée dans les situations cliniques suivantes :

- Présence de réflexes nauséeux chez le patient ; <sup>12</sup>
- Muqueuses fragiles en raison de radiothérapie/chimiothérapie subies par le patient ; <sup>13</sup>
- Présence d'hyposialie sévère ou asialie chez le patient ; <sup>14</sup>

Dans un avenir proche, ces indications pourraient évoluer et être élargies car elles sont dépendantes de l'évolution et de l'optimisation constante des technologies développées par les industriels.

En dehors de ces indications bien spécifiques, l'empreinte optique intra-orale peut parfois être incomplète ou fortement dégradée. Il est donc indispensable au praticien de connaître les limites des systèmes qu'il utilise et les situations cliniques délicates où l'empreinte optique intra-orale ne donnera pas de résultats aussi satisfaisants que des empreintes conventionnelles.

Le chirurgien-dentiste doit donc pouvoir évaluer la qualité des empreintes optiques intra-orales qu'il réalise et ainsi définir leur limite à l'heure où il n'y a pas encore d'expertise ou d'accords de la communauté scientifique.

---

<sup>11</sup> Richert et al., « L'empreinte optique intrabuccale : de la connaissance théorique à la stratégie clinique » ; Cazier et Moussally, « Descriptif des différents systèmes d'empreinte optique ».

<sup>12</sup> Bouta et al., « Prothèse maxillo-faciale et empreinte optique » ; Carayon et al., « CFAO et solutions prothétiques chez des patients à besoins spécifiques : cas cliniques ».

<sup>13</sup> Bouta et al., « Prothèse maxillo-faciale et empreinte optique » ; Skiba-Tatarska et al., « The side-effects of head and neck tumors radiotherapy. »

<sup>14</sup> Skiba-Tatarska et al., « The side-effects of head and neck tumors radiotherapy. »

## 2.3 Précision des empreintes optiques intra-orales

Pour pouvoir évaluer de manière quantitative l'efficacité de l'empreinte optique, un ensemble de mesures basées sur la notion de précision peut être réalisé. Ces mesures de précisions de l'empreinte optique permettent de définir les limites de l'empreinte numérique par rapport aux empreintes conventionnelles et leur capacité à satisfaire les objectifs cliniques attendus en particulier lors des réalisations prothétiques comme dans le cas de la prothèse amovible partielle à châssis métallique.

La *précision* est définie par la Norme ISO 5725, elle fait intervenir la notion de *justesse* (ou l'erreur) et de *fidélité*.<sup>15</sup>

- La *justesse* définie par la Norme ISO 5725 correspond à « l'accord entre la moyenne arithmétique d'un grand nombre de résultats d'essais et la valeur de référence vraie ou acceptée » (*International organization for standardization ISO 5725, 1994*). Elle peut encore se définir comme « l'accord entre les résultats d'essais ».
- La *fidélité* va évaluer la variabilité des résultats obtenus lors d'essais successifs réalisés dans les mêmes conditions expérimentales. La mesure de cette variabilité des résultats est alors obtenue à partir de la répétabilité des mesures et de leur reproductibilité.

Dans le cadre de l'empreinte optique la « valeur de référence vraie ou acceptée » correspond, à l'heure actuelle, à la valeur donnée par les scanners de laboratoire. Cela est dû au fait que les systèmes de scanner optique intra-oraux actuels ne permettent pas de mesurer des valeurs objectives puisqu'elles varient énormément d'un système à l'autre.

Deux principales méthodes peuvent être utilisées pour évaluer *la justesse* de l'empreinte optique :

Une première méthode consiste à comparer les distances mesurées entre deux points qui sont sélectionnés sur les différents modèles virtuels obtenus après empreintes. Cette distance peut être mesurée entre les modèles virtuels issus de l'empreinte optique intraorale d'une part et celui de l'empreinte optique extra-orale d'autre part. Elle peut également être établie entre le modèle issu de l'empreinte optique d'une part et un modèle issu d'empreintes conventionnelles d'autre part. Dans ce cas les empreintes conventionnelles sont définies comme la référence.<sup>16</sup> Si la mesure est réalisée à partir du modèle issu d'empreintes conventionnelles, elle ne peut cependant pas être considérée

---

<sup>15</sup> Richert et al., « Intraoral scanner technologies : a review to make a successful impression ».

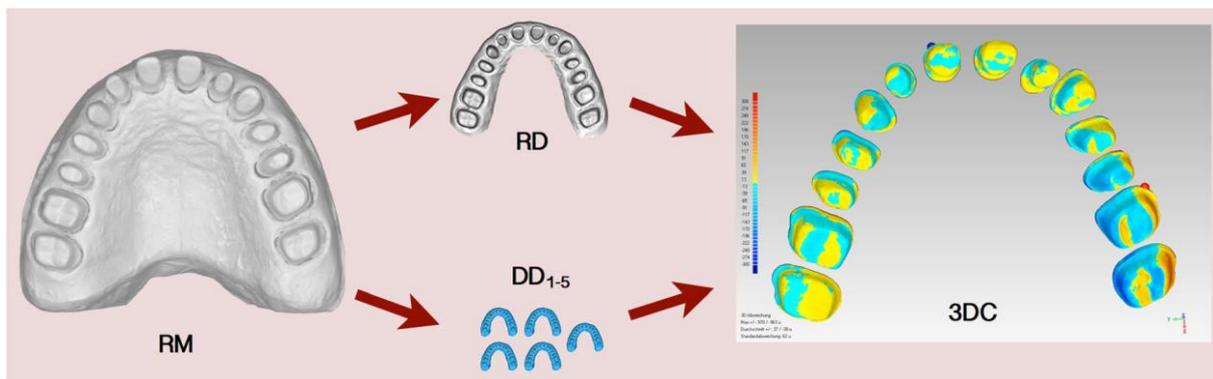
<sup>16</sup> Kuhr et al., « A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients ».

comme une référence absolue compte tenu des déformations qui peuvent être engendrées la méthode conventionnelle.

Une seconde méthode consiste à recalcr les volumes 3D provenant des empreintes optiques intraorales sur ceux issus d'empreintes extra-orales. Dans ce cas, après superposition des deux volumes, il est possible de calculer un écart type moyen des paires de mesures relevées entre chaque volume.<sup>17</sup>

Figure 7 : Illustration de la seconde méthode de comparaison 3D

RM : modèle référence, DD1-5 : volumes 3D d'empreintes optiques, RD : modèle référence extraoral, 3DC : comparaison après recalages 3D des volumes.



Source : Patzelt et al., « Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners », 2014.

A partir de ces méthodes d'évaluation, plus la *justesse* et la *fidélité* seront importantes et plus le scanner optique intra-oral permettra de s'approcher des objectifs attendus pour une utilisation clinique des empreintes.

## 2.4 Limites et optimisation des empreintes optiques intra-orales

Lors de la réalisation d'une empreinte optique intraorale plusieurs facteurs liés à la fois à l'environnement, au patient, au praticien mais également au dispositif lui-même peuvent dégrader voire fausser la numérisation. Lors de l'acquisition, ces nombreux facteurs limitants doivent alors être pris en considération afin d'améliorer au maximum la qualité d'empreinte. Cette partie décrit les

<sup>17</sup> Rudolph et al., « Accuracy of intraoral and extraoral digital data acquisition for dental restorations » ; Güth et al., « Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization » ; Ender, Attin, et Mehl, « In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions ».

principaux facteurs limitant l’empreinte optique intra-orale et les moyens qui sont à disposition du praticien pour réduire leurs impacts lors des acquisitions.

#### **2.4.1 Limites liées à l’environnement buccal**

La cavité buccale du patient est un environnement qui n’est pas favorable à des mesures optiques. Pour que les systèmes d’empreinte optique fonctionnent correctement, il est indispensable que les surfaces bucco-dentaires scannées permettent une réflexion dite « diffuse » des rayons lumineux émis par la caméra. Or cette réflexion est souvent perturbée par la présence de matériaux polis au sein de la cavité buccale, en particulier au niveau des surfaces dentaires restaurées. La présence d’amalgames ou autres surfaces métalliques génère en effet des artefacts de réflexion qui provoquent un enregistrement erroné de la part des systèmes d’empreinte optiques. Cela est aussi le cas lorsque le matériau est de forte translucidité ce qui va amoindrir la réflexion lumineuse et entraîner une mauvaise détection du signal par les systèmes.

De plus, la présence de salive, de sang ou d’eau sur les surfaces bucco-dentaires peut également être à l’origine d’une dégradation de la qualité d’empreinte lors de l’acquisition au sein de la cavité buccale.<sup>18</sup> Par exemple, l’erreur spatiale générée par la numérisation d’une limite de préparation du tissu dentaire avec une couche d’eau de 1 mm à sa surface peut être de quelques millimètres.<sup>19</sup> Comme le montre M. Kurz dans son étude<sup>20</sup>, la présence de salive peut diminuer la précision de l’empreinte optique. L’étude a notamment rapporté des imprécisions variant de 300 micromètres à 1,6 millimètres suivant différentes épaisseurs de couches salivaires. Cela ajoute une difficulté supplémentaire lors de l’acquisition, en particulier à la mandibule, où il est difficile de maintenir des surfaces sèches pendant toute la durée de l’empreinte.

#### **2.4.2 Optimisation par poudrage des surfaces bucco-dentaires**

Pour pallier ces phénomènes de perturbation du signal optique en rapport avec l’environnement buccal du patient, une solution consiste à appliquer de la poudre sur les surfaces bucco-dentaires préalablement à la prise d’empreinte. Ce poudrage, souvent constitué de poudre de dioxyde de titane,

---

<sup>18</sup> Richert et al., « L’empreinte optique intrabuccale : de la connaissance théorique à la stratégie clinique » ; Kurz, Attin, et Mehl, « Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system » ; Pradiés et al., « Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions based on wavefront sampling technology ».

<sup>19</sup> Richert et al., « L’empreinte optique intrabuccale : de la connaissance théorique à la stratégie clinique ».

<sup>20</sup> Kurz, Attin, et Mehl, « Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system ».

permet de rendre la réflexion lumineuse beaucoup plus diffuse et moins dépendante des paramètres de teinte et du type de matériau rencontré. Le protocole de poudrage doit cependant être très rigoureux et respecter des règles précises. Une grande partie des imprécisions issues d'empreintes optiques proviennent en effet de mauvais poudrages.<sup>21</sup>

La nécessité de devoir réaliser un poudrage avec une couche la plus homogène possible constitue l'un des principaux inconvénients que présente cette étape de poudrage. Si la couche de poudre n'est pas totalement uniforme elle peut engendrer un changement de relief de la surface à scanner et ainsi fausser les données lors de l'empreinte.<sup>22</sup> De plus, le poudrage dans un environnement humide comme la cavité buccale, nécessite d'avoir une surface complètement sèche sans présence de salive ou de sang. Si du sang, de la salive ou n'importe quel autre fluide se retrouvent au niveau de la zone poudrée, cela entraîne une hétérogénéité de la surface par collection de la poudre humidifiée. Ainsi l'enregistrement de la surface ne reflètera pas la surface réelle et sera déformée.<sup>23</sup> Enfin, pendant le parcours de la caméra sur les surfaces poudrées celle-ci peut dégrader leur homogénéité. Cela a pour effet de générer des imprécisions d'acquisitions surtout si un second passage de la caméra sur ces mêmes zones est nécessaire. Une hétérogénéité du poudrage peut ainsi contribuer à la réalisation d'une pièce prothétique qui sera inadaptée.

Un autre inconvénient au poudrage vient de la dégradation du système optique de la caméra lors de l'acquisition sur une surface poudrée. Ce système, constitué de lentille(s) et miroir(s), peut être détérioré si des particules de poudre s'y attachent.<sup>24</sup> Cela peut se passer lors du parcours de la caméra au-dessus des surfaces à numériser mais également s'il y a un contact, même ponctuel, entre la caméra et la zone poudrée lors de l'empreinte. Le respect d'une distance constante entre la caméra et la surface scannée (de 5 à 25 mm selon les systèmes) associé à l'immobilité du patient pendant l'acquisition deviennent alors un impératif pour éviter ce phénomène.<sup>25</sup>

En ce qui concerne le protocole d'acquisition, le poudrage ajoute une étape supplémentaire, ce qui a pour effet d'augmenter la durée nécessaire à la réalisation de l'empreinte optique. Un apprentissage

---

<sup>21</sup> Kim et al., « Quantitative evaluation of common errors in digital impression obtained by using an LED blue light in-office CAD/CAM system » ; Richert et al., « L'empreinte optique intrabuccale : de la connaissance théorique à la stratégie clinique ».

<sup>22</sup> Hategan et al., « Powder and powder-free intra-oral scanners : digital impression accuracy ».

<sup>23</sup> Chouraqui et Moussaly, « Les différents systèmes d'empreinte optique : comment faire son choix ? » ; Kim et al., « Quantitative evaluation of common errors in digital impression obtained by using an LED blue light in-office CAD/CAM system ».

<sup>24</sup> Kurz, Attin, et Mehl, « Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system ».

<sup>25</sup> Richert et al., « L'empreinte optique intrabuccale : de la connaissance théorique à la stratégie clinique ».

du praticien au poudrage est alors indispensable afin d'optimiser au mieux la qualité et la durée de cette étape préalable à la numérisation, augmentant ainsi la durée d'apprentissage nécessaire à l'utilisation des systèmes d'empreinte optique. L'empreinte optique devient ainsi dépendante du niveau d'expertise du praticien pour le poudrage.<sup>26</sup>

Un inconvénient supplémentaire du poudrage est l'impossibilité d'obtenir une mesure colorimétrique fiable et proche des couleurs réelles par les systèmes.

Enfin, l'inconfort ressenti par les patients lors du poudrage des surfaces bucco-dentaires est réel et rend désagréable la prise d'empreinte.

Le protocole de poudrage, s'il est parfaitement appliqué, permet donc de s'affranchir de nombreux artefacts de réflexion en améliorant ainsi la qualité de l'empreinte optique. Cependant, la difficulté à réaliser un poudrage parfait et les nombreux inconvénients engendrés par cette méthode, ont conduit les industriels à développer des systèmes de moins en moins dépendants d'un poudrage préalable. C'est en 2005 que le système iTero Cadent a été le premier scanner optique à permettre une empreinte sans besoin de poudrage préalable grâce à sa technologie basée sur l'imagerie confocale parallèle.<sup>27</sup> La majorité des systèmes d'empreinte optique actuellement commercialisés ne nécessitent donc plus de poudrage préalable des surfaces à numériser.

### **2.4.3 Limites liées à l'environnement extra-buccal**

En ce qui concerne l'environnement extérieur à la cavité buccale du patient, la présence de lumières parasites et de zones d'ombres liées à l'environnement de travail constituent les principaux facteurs limitants. Ces facteurs peuvent alors être source de dégradation de la qualité de l'empreinte optique par la perturbation du signal optique qu'ils entraînent.

Les mouvements du patient lors des acquisitions ou des mouvements incorrects du praticien lors de l'acquisition sont également à l'origine d'artefacts cinétiques qu'il est indispensable de réduire pour avoir des empreintes exploitables.<sup>28</sup>

---

<sup>26</sup> Dehurtevent, Robberecht, et Béhin, « Influence of dentist experience with scan spray systems used in direct CAD/CAM impressions ».

<sup>27</sup> Landwerlin et Fages, « L'empreinte optique : silence on tourne ! »

<sup>28</sup> Flügge et al., « Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner ».

#### **2.4.4 Optimisation par la bonne pratique du praticien**

Pour réduire les artefacts lumineux parasites, il est recommandé au praticien de réaliser l’empreinte avec scialytique éteint et en utilisant des gants de couleur noire pour limiter au maximum les réflexions parasites. L’utilisation du miroir buccal est également à proscrire puisqu’il peut générer des réflexions lumineuses parasites et des images artificielles faussant la numérisation. Le praticien doit plutôt utiliser des écarteurs buccaux et autres systèmes non réfléchissants pour écarter les muqueuses du patient lors de la réalisation de l’empreinte. Cela est nécessaire en particulier à la mandibule afin d’écarter les joues, les lèvres et la langue.<sup>29</sup>

Afin de réduire les artefacts cinétiques liés à la fois au mouvement du patient et du praticien, celui-ci devra respecter plusieurs règles. Avant la réalisation de l’acquisition, le praticien doit demander au patient de ne respirer que par le nez et ne pas bouger. Le praticien doit essayer de garder une distance constante par rapport à la zone à enregistrer et ne pas réaliser l’empreinte trop rapidement sous peine de devoir en reprendre une seconde.<sup>30</sup> Une empreinte trop lente entraînera, en revanche, une densité de données et des temps de traitement trop importants ce qui peut multiplier les erreurs de recalages successifs et amener à une dégradation ou un échec de l’empreinte.

Toutes ces mesures permettent d’optimiser la prise d’empreinte optique de manière générale et devraient être appliquées systématiquement et dans toute situation clinique afin d’améliorer la qualité de l’empreinte.

#### **2.4.5 Limites liées aux structures dentaires et à l’étendue des régions numérisées**

La qualité de l’empreinte optique intra-orale, jusque-là satisfaisante pour la prothèse fixée de petite étendue<sup>31</sup>, semble moins satisfaisante lorsqu’il s’agit de régions plus étendues. Plusieurs études se sont intéressées aux performances des empreintes optiques intra-orales lorsqu’il s’agissait de régions de grandes étendues, qu’elles soient dentées ou non. Elles ont notamment comparé les performances des empreintes optiques intra-orales aux empreintes conventionnelles en s’appuyant sur des mesures de précisions.

---

<sup>29</sup> Richert et al., « L’empreinte optique intrabuccale : de la connaissance théorique à la stratégie clinique ».

<sup>30</sup> Ibid.

<sup>31</sup> Ahlholm et al., « Digital versus conventional impressions in fixed prosthodontics : a review ».

#### 2.4.5.1 Limites sur arcade dentée sectorielle/complète

En ce qui concerne les performances des empreintes optiques intra-orales **sur arcade dentée sectorielle**, les résultats suivants ont été obtenus :

Dans de nombreuses études comparatives entre des empreintes optiques intra-orales et des empreintes conventionnelles, les mesures de *précision* obtenues sur des régions sectorielles dentées avec préparations pour prothèse fixée de petite étendue (3 ou 4 éléments) présentaient des valeurs équivalentes. Cela n'a pas permis de conclure sur la supériorité des empreintes optiques par rapport aux empreintes conventionnelles en ce qui concerne la *précision* sur une région dentée et limitée à un secteur. Les deux types d'empreintes semblaient équivalentes en termes de *précision* lorsque l'empreinte était réalisée sur un secteur d'arcade denté. En revanche, des différences significatives de valeurs de *précision* ont été observées en fonction des systèmes optiques testés sur des modèles représentant des préparations unitaires pour prothèse fixée ou encore des préparations pour bridge trois ou quatre éléments en résine epoxy ou titane.<sup>32</sup>

D'autres études ont été menées concernant les performances des empreintes optiques intra-orales **sur arcade dentée complète** :

Plusieurs études réalisées *in vitro* sur modèles maxillaire avec préparations pour prothèses fixées ont montré des valeurs de *précision* de l'empreinte optique intra-orale allant de 37 micromètres jusqu'à des mesures supérieures à 200 micromètres.<sup>33</sup>

Ender et al. dans leur étude réalisée *in vivo* sur arcades maxillaires et mandibulaires avec dents naturelles ont indiqué des valeurs de *précision* de l'empreinte optique variant de 42 à 56 micromètres.<sup>34</sup>

De plus, Jeong I-D. et al. ont indiqué que le niveau de *précision* des empreintes optiques sur arcades complètes semblait insuffisant lorsqu'il s'agissait de réaliser des réhabilitations implantaires complexes.<sup>35</sup>

---

<sup>32</sup> Güth et al., « Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization » ; Ali, « Accuracy of digital impressions achieved from five different digital impression systems ».

<sup>33</sup> Patzelt et al., « Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners » ; Jeong et al., « Accuracy of complete-arch model using an intraoral video scanner : an in vitro study » ; Ender et Mehl, « In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions ».

<sup>34</sup> Ender, Attin, et Mehl, « In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions ».

<sup>35</sup> Jeong et al., « Accuracy of complete-arch model using an intraoral video scanner : an in vitro study ».

En comparant les empreintes optiques intra-orales aux empreintes conventionnelles sur arcade dentée complète, les résultats suivants ont été obtenus :

Kuhr F. et ses collègues, dans leur étude *in vitro* réalisée sur arcades mandibulaires complètes avec dents naturelles montrent que les empreintes conventionnelles au polyéther sont plus précises que les empreintes numériques. Plus spécifiquement, la caméra CEREC Omnicam (Sirona) présentait des écarts moyens supérieures à 200 micromètres.<sup>36</sup>

Ender et al. dans leur étude réalisée *in vivo* sur arcades maxillaires et mandibulaires avec dents naturelles ont indiqué que les empreintes optiques (de *précision* 42 à 56 micromètres) étaient plus performantes que des empreintes alginate classiques de valeur supérieur à 160 micromètres mais moins bonnes que des empreintes au polyvinylsiloxane et polyether donnant des valeurs de 17,7 micromètres à 34,9 micromètres.<sup>37</sup>

Patzelt et al. ont conclu dans leur étude que la réalisation d'une empreinte optique intra-orale sur arcade maxillaire dentée complète avec préparations pour prothèses fixées engendrait des distorsions au niveau des secteurs postérieurs.<sup>38</sup> Ces déviations situées dans le plan axial étaient associées à des écarts de justesse atteignant 200 micromètres. A partir de ces résultats, l'empreinte conventionnelle devait être privilégiée à l'empreinte optique intra-orale car elle générerait moins de déformations sur arcade complète.<sup>39</sup>

---

<sup>36</sup> Kuhr et al., « A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients ».

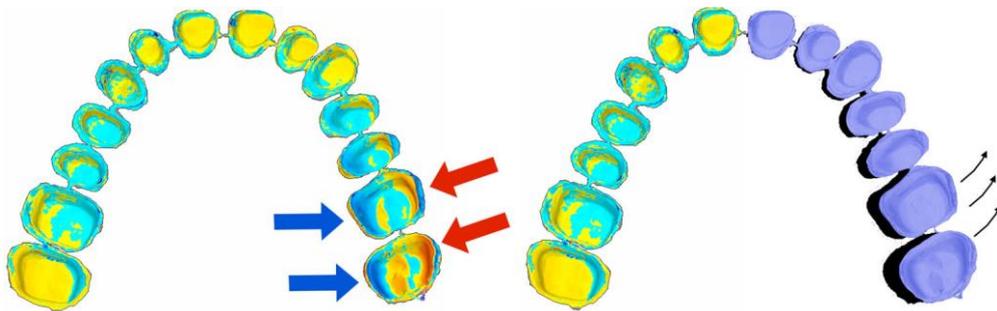
<sup>37</sup> Ender, Attin, et Mehl, « In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions ».

<sup>38</sup> Patzelt et al., « Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners » ; Ender et Mehl, « In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions ».

<sup>39</sup> Patzelt et al., « Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners ».

Figure 8 : Illustration des distorsions horizontales obtenues dans les secteurs postérieurs sur des arcades dentées complètes après superpositions

A gauche : les flèches indiquent la localisation des distorsions. Les zones rouges indiquent la présence de distorsion positive (calculées par rapport au modèle référence) et les zones foncées indiquent des distorsions négatives. A droite : représentation schématique de la direction de la distorsion.



Source : Patzelt et al., « Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners », 2014.

#### 2.4.5.2 Limites sur arcades édentées complètes

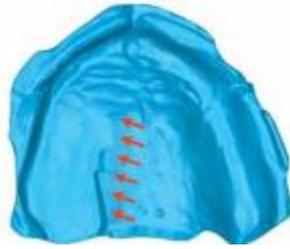
A ce jour, peu d'études ont été conduites concernant l'évaluation des empreintes optiques intra-orales sur arcades édentées complètes et leurs comparaisons avec les méthodes d'empreintes conventionnelles.

**Sur arcade édentée complète**, les résultats suivants ont été obtenus :

Patzelt et al. ont montré dans leur étude *in vitro* que les valeurs moyennes de *justesse* obtenues pour l'empreinte optique intra-orale s'étendaient de 44,1 à 591,8 micromètres. Les valeurs moyennes de *précision* de ces empreintes allaient de 21,6 à 698 micromètres. Lors de l'analyse par superposition 3D des données, les plus grands écarts de valeurs ont été observés sur arcade maxillaire et plus spécifiquement dans la région palatine. Cet écart plus important des valeurs de *précision* dans la région palatine a été expliqué par des déformations existantes et localisées au niveau de l'empreinte. Les écarts de correspondances générés par les recalages des différentes empreintes optiques ont permis de visualiser ces déformations après superposition des modèles 3D recalés.<sup>40</sup>

<sup>40</sup> Patzelt et al., « Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws ».

Figure 9 : Illustration des déformations obtenues dans la région palatine après superposition des différentes empreintes optiques maxillaires



Source : Patzelt et al., « Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws », 2013.

Ces résultats mettent en évidence la difficulté de l'empreinte optique intra-orale à numériser l'ensemble de la muqueuse constituant la voûte palatine au maxillaire. Les zones extrêmes de la voûte palatine comme la zone la plus profonde du palais ou la zone la plus distale du raphé médian sont particulièrement délicates à numériser avec les systèmes actuels. Cela est principalement expliqué par l'absence de repère spatial pour la caméra dans les régions muqueuses étendues comme dans le cas de la voûte palatine. En effet lorsque l'on souhaite réaliser l'acquisition numérique de régions muqueuses édentées de grande étendue, aucun repère anatomique dentaire n'est présent. Dans ce cas, la caméra optique n'arrive plus à se situer dans l'espace et stoppe l'acquisition.<sup>41</sup> L'absence de structures détectables par la caméra au niveau palatin et au niveau des espaces édentés entraîne alors des erreurs liées aux processus de recalage des images acquises.<sup>42</sup> *In vivo*, une seconde raison limite la numérisation de ces régions : il s'agit de l'accès réduit de la tête de la caméra intra-orale à ces zones anatomiques qui sont souvent trop profondes. Cela peut être le cas lorsque le palais du patient est étroit et/ ou présente une profondeur trop importante par rapport au gabarit de la caméra intra-orale.

Dans leur étude<sup>43</sup>, Chebib N et al. ont comparé les valeurs de *justesse* obtenues *in vivo* sur arcades maxillaires édentées complètes suite à la réalisation d'empreintes optiques (TRI) et d'empreintes conventionnelles de type hydrocolloïdes irréversibles comme l'alginate (ALG), le polyvinyl siloxane (PVS) et le polyvinyl siloxane modifié avec de l'oxyde zinc-eugénol (PVSM). Les valeurs de *justesse* ont été mesurées sur l'ensemble de la surface des arcades mais également au niveau de régions d'intérêts

---

<sup>41</sup> Pradiés et al., « Using stereophotogrammetric technology for obtaining intraoral digital impressions of implants ».

<sup>42</sup> Patzelt et al., « Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws » ; Chen et Medioni, « Object modelling by registration of multiple range images ».

<sup>43</sup> Chebib et al., « Edentulous jaw impression techniques : an in vivo comparison of trueness ».

spécifiques comme les régions limites périphériques, régions du joint interne, de la suture palatine médiane, des crêtes et du joint palatin postérieur (Cf. Tableau 1 ci-dessous).

Figure 10 : Régions d'intérêt délimitées sur un modèle maxillaire édenté complet et déformation des bords de l'empreinte optique

A gauche, régions d'intérêt délimitées sur un modèle maxillaire édenté complet, à savoir : suture médio-palatine, bordure périphérique, joint interne (en jaune), crête et joint palatin postérieur. A droite, déformations des bords de l'empreinte optique intra-orale visualisées en violet après superposition avec l'empreinte de référence.



Source : Chebib et al., « Edentulous jaw impression techniques : an in vivo comparison of trueness », 2019.

Tableau 1 : Mesures de justesse (moyenne  $\pm$  écart-type, mm) en fonction du type d'empreinte et de la région d'intérêt analysée

Type d'empreinte	Régions évaluées					
	Surface complète	Bords périphériques	Joint interne	Suture palatine médiane	Joint palatin postérieur	Crête
ALG	1,23 $\pm$ 0,35*	2,03 $\pm$ 0,55*	0,74 $\pm$ 0,36	0,32 $\pm$ 0,26	0,38 $\pm$ 0,20	0,25 $\pm$ 0,12
PVS	0,75 $\pm$ 0,17*	1,12 $\pm$ 0,32*	0,56 $\pm$ 0,14*	0,16 $\pm$ 0,09	0,55 $\pm$ 0,41	0,18 $\pm$ 0,07
PVSM	0,75 $\pm$ 0,19*	1,05 $\pm$ 0,29*	0,52 $\pm$ 0,13*	0,18 $\pm$ 0,11	0,60 $\pm$ 0,43	0,28 $\pm$ 0,19
TRI	0,70 $\pm$ 0,18*	1,38 $\pm$ 0,25*	0,8 $\pm$ 0,25*	0,17 $\pm$ 0,08	0,59 $\pm$ 0,36	0,18 $\pm$ 0,04

\* indique une différence significative entre les valeurs d'une même région

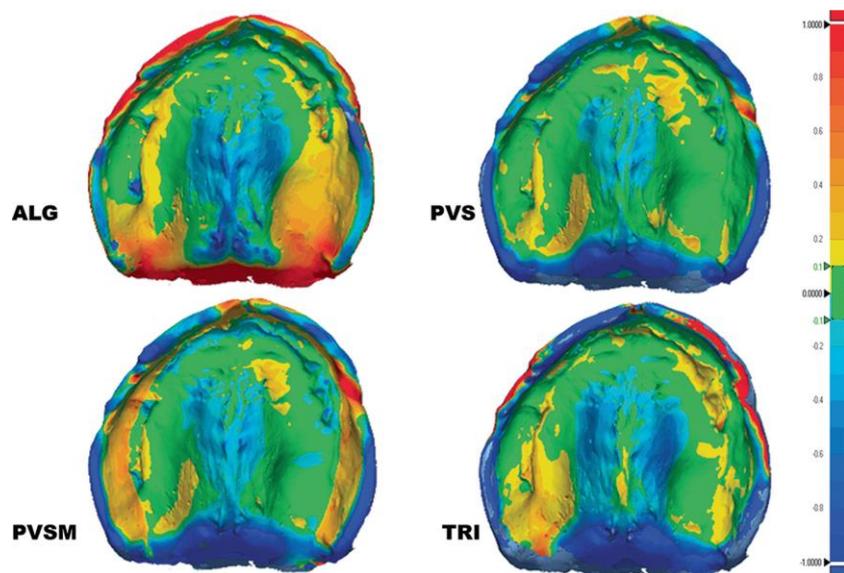
Source : Auteur, d'après Chebib et al., « Edentulous jaw impression techniques : an in vivo comparison of trueness », 2019.

Des valeurs significativement différentes ont été obtenues en comparant les empreintes réalisées sur la surface complète de l'arcade avec les matériaux ALG et PVS, PVSM et TRI. De même, des différences significatives de *justesse* ont été obtenues pour la région périphérique entre ALG et PVS, PVSM ainsi que TRI. Des différences significatives ont aussi été mesurées dans la région du joint interne entre PVS et PVSM ainsi que pour TRI versus PVS et PVSM. Au niveau de la crête et du joint palatin postérieur, aucune différence significative n'a été rapportée en comparant ALG, PVS, PVMS et TRI.

Pour la surface globale et sur les régions périphériques ainsi que celle du joint interne ALG présentait la plus faible *précision* et la plus grande variabilité. De plus les régions correspondant aux bords périphériques ou le joint interne des arcades édentées étaient soit manquantes sur l'empreinte soit difficiles à interpréter. <sup>44</sup>

Pour augmenter la rétention prothétique des prothèses adjoindes et améliorer leur adaptation, il faut un contact étroit entre la muqueuse et l'intrados prothétique en particuliers dans ces régions. Cela permet de bloquer le passage d'air, de liquide ou d'aliments entre la prothèse et la muqueuse. <sup>45</sup> Un enregistrement optique de qualité semble donc crucial pour ces régions. Les résultats obtenus indiquent donc une limitation de l'empreinte optique en particulier pour la réalisation d'une prothèse adjointe.

Figure 11 : Cartographies 3D comparant les 4 groupes (ALG, PVS, PVSM, et TRI)



Source : Chebib et al., « Edentulous jaw impression techniques : an in vivo comparison of trueness », 2019.

<sup>44</sup> Ibid.

<sup>45</sup> Ibid.

*In vivo* et sur arcade maxillaire édentée, les plus grands écarts obtenus entre une empreinte conventionnelle et une empreinte optique intra-orale sont principalement localisés au niveau de la muqueuse non adhérente : la papille retro-incisive, le joint vélo-palatin et le vestibule. Pour ces régions anatomiques qui peuvent aisément être enregistrées par compression lors d'une empreinte conventionnelle, l'empreinte optique n'est généralement pas assez précise et souvent dégradée.

En ce qui concerne l'arcade édentée mandibulaire, de nombreuses difficultés anatomiques rendent encore plus complexe l'acquisition numérique intra-orale. L'arcade mandibulaire de par sa forme anatomique spécifique présente des contre-dépouilles en particulier dans les zones apicales à la crête édentée et proches du vestibule. Cette spécificité anatomique associée à la présence de la langue (organe mobile constitué de 17 muscles) et du frein lingual augmente le niveau de difficulté pour réaliser une empreinte optique de qualité. Les mouvements de la langue du patient, son volume trop important ou bien une anatomie spécifique des arcades du patient sont des éléments à prendre en compte car ils empêchent souvent le bon positionnement de la caméra intraorale lors de la numérisation. Pour toutes ces raisons, l'accès de la caméra intra-orale aux différentes zones anatomiques mandibulaire est encore plus limitée qu'au maxillaire.

Plus précisément, les zones rétro-molaires et les volets linguaux sont des zones anatomiques difficiles à enregistrer mais elles sont pourtant indispensables à numériser si le praticien souhaite réaliser une prothèse adjointe adaptée. La zone rétro-molaire étant particulièrement difficile d'accès pour les camera optiques intra-orales actuelles, cela entraîne souvent un enregistrement de la région qui n'est que partiel.

De plus, lorsque les arcades à numériser présentent de fortes contre-dépouilles ou nécessitent l'enregistrement de zones anatomiques voisines trop profondes (comme dans le cas des communication bucco-sinusiennes ou autres pathologies déformantes) cela peut être une source d'échec pour l'empreinte optique intra-orale.<sup>46</sup> Enfin, lorsque s'ajoutent à ces difficultés anatomiques une ou plusieurs difficultés fonctionnelles, comme une limitation de l'ouverture buccale, cela limite encore plus la qualité de l'empreinte optique intra-orale.<sup>47</sup>

Russo et al. ont évalué *in vivo* à la fois au maxillaire et à la mandibule les écarts spatiaux 3D existants entre des empreintes optiques intra-orales d'une part et les empreintes conventionnelles à l'aide de polysulfures d'autre part sur arcades édentées complètes. Les distances moyennes mesurées entre les

---

<sup>46</sup> Bouta et al., « Prothèse maxillo-faciale et empreinte optique ».

<sup>47</sup> Ibid.; Pradés et al., « Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions based on wavefront sampling technology ».

différents scans conventionnels et optiques n'ont pas donné de résultats significativement différents entre les empreintes maxillaires et mandibulaires. Cela pourrait néanmoins provenir d'une superposition imparfaite des modèles. La distance moyenne mesurée, de valeur  $-0.02 \pm 0.05$  mm, correspondrait à la résilience de la muqueuse.<sup>48</sup>

Cela met en évidence la principale limitation technique de l'empreinte optique intra-orale sur arcade édentée complète : à ce jour l'empreinte numérique est une empreinte muco-statique. En effet, les systèmes d'empreinte optique actuels ne permettent pas d'enregistrer les limites de la musculature périphérique des muqueuses buccales rendant impossible la réalisation d'empreintes secondaires dites anatomo-fonctionnelles.<sup>49</sup>

Cette insuffisance technologique de l'empreinte optique est à associer aux difficultés anatomiques présentées par les muqueuses buccales compte tenu de la mobilité des tissus oraux (notamment au niveau du vestibule), des compressibilités muqueuses et de la présence de salive recouvrant l'arcade à numériser.

## 2.5 Contre-indications des empreintes optiques intra-orales

Actuellement trois principales contre-indications sont rapportées concernant la prise d'empreinte optique intra-orale. Ces contre-indications sont :

- La réalisation d'éléments de grande étendue ;<sup>50</sup>
- La réalisation de réhabilitations implantaire complexes ;<sup>51</sup>
- L'absence de calage occlusal chez le patient.<sup>52</sup>

L'empreinte optique intra-orale constitue donc une technique très avantageuse dans certaines situations mais reste limitée en ce qui concerne les réhabilitations de grandes étendues ou dans un contexte occlusal dégradé.

---

<sup>48</sup> Lo Russo et al., « Three-dimensional differences between intraoral scans and conventional impressions of edentulous jaws : a clinical study ».

<sup>49</sup> Bouta et al., « Prothèse maxillo-faciale et empreinte optique » ; Baixe et al., « La prothèse partielle à châssis métallique : de l'empreinte optique à la fabrication additive ».

<sup>50</sup> Richert et al., « L'empreinte optique intrabuccale : de la connaissance théorique à la stratégie clinique » ; Patzelt et al., « Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners ».

<sup>51</sup> Richert et al., « L'empreinte optique intrabuccale : de la connaissance théorique à la stratégie clinique » ; Patzelt et al., « Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners ».

<sup>52</sup> Baixe et al., « La prothèse partielle à châssis métallique : de l'empreinte optique à la fabrication additive ».

## 3 : Application à la prothèse amovible partielle à châssis métallique

---

Les principes de CFAO décrits précédemment sont généraux et peuvent être utilisés pour la production de différents dispositifs bucco-dentaires. En prothèse amovible, et plus particulièrement en ce qui concerne la réalisation de PAP à châssis métallique, la chaîne de CFAO mise en œuvre présente des spécificités et des limitations qui sont plus importantes que pour des prothèses conjointes.

Plusieurs études ont été réalisées afin d'évaluer la qualité des empreintes optiques sur arcades partiellement édentées et leurs limitations face aux empreintes conventionnelles. Les principaux résultats obtenus sont présentés ci-dessous.

### 3.1 Limites et optimisation de l'empreinte optique intra-orale

#### 3.1.1 Limites sur arcade partiellement édentée

La réalisation de l'empreinte optique intra-orale sur arcade complète partiellement édentée s'avère être la plus délicate à réaliser puisque ce type d'arcade présente à la fois des zones dentées et des zones muqueuses édentées. Cette hétérogénéité rend l'enregistrement des données plus complexe si l'on veut obtenir une empreinte de qualité et exploitable.

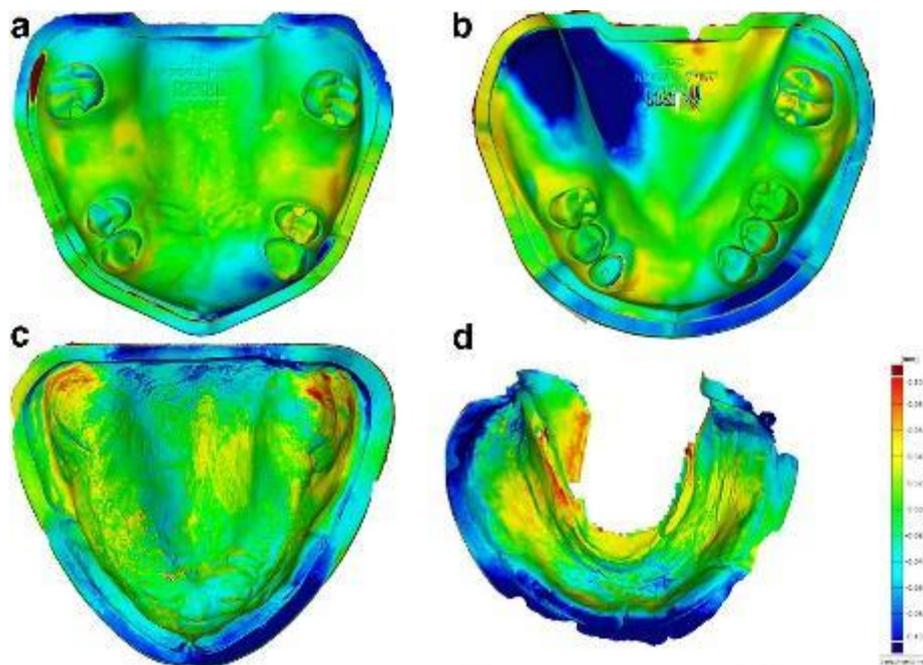
Schimmel et al. ont mesuré les précisions obtenues lors de la réalisation d'empreintes optiques intra-orales *in vitro* sur quatre modèles différents d'arcades maxillaires et mandibulaires en résine présentant des édentements complets ou partiels (classe II mod. 2 mandibulaire et classe III mod.2 maxillaire selon la classification de Kennedy).

Dix acquisitions ont été effectuées avec la caméra optique intra-orale Primescan (Sirona) par un opérateur expert et un autre non-expert. Après avoir superposé, pour chacun des opérateurs et pour chaque modèle, les volumes d'empreintes obtenues avec le modèle référence, les auteurs ont relevé des valeurs de *justesses* et *précisions* médianes globales. Ils ont ainsi conclu que les valeurs de *précisions* obtenues sur ces deux types d'arcade étaient suffisamment élevées pour pouvoir réaliser des prothèses amovibles. Concernant les empreintes sur arcades partiellement édentées, les écarts les plus importants de *justesse* ont été relevés dans la région édentée antérieure au maxillaire et dans la région édentée en extension dans le secteur postérieur droit à la mandibule (cf. figure ci-dessous). De

plus, l'étude a précisé que l'expérience des opérateurs lors de la prise d'empreinte optique *in vitro* n'avait que peu d'influence sur le niveau de précision des empreintes.<sup>53</sup>

Figure 12 : Cartographies 3D représentant la distribution spatiale des écarts de justesse obtenues après superposition des acquisitions sur le modèle de référence

a : modèle maxillaire édenté partiel ; b : modèle mandibulaire édenté partiel ; c : modèle maxillaire complètement édenté ; d : modèle mandibulaire complètement édentée.



Source : Schimmel et al., « Accuracy of intraoral scanning in completely and partially edentulous maxillary and mandibular jaws : an in vitro analysis », 2020.

A partir de cette étude et des cartographies spatiales obtenues, plusieurs résultats précédemment décrits dans le cadre d'empreintes réalisées sur arcades dentées et non dentées semblent se retrouver au niveau de l'arcade partiellement édentée.

Plusieurs zones anatomiques présentent un niveau de précision pour l'empreinte optique intra-orale inférieur : les zones des volets linguaux, les régions distales des tubérosités maxillaires et trigones rétro molaires, la région antérieure et les faces distales des dernières molaires. Cela met en évidence les

---

<sup>53</sup> Schimmel et al., « Accuracy of intraoral scanning in completely and partially edentulous maxillary and mandibular jaws : an in vitro analysis ».

difficultés de l’empreinte optique intra-orale à enregistrer avec précision certaines régions anatomiques. Ces zones de difficultés sont souvent des régions de fortes courbures ou concavités, les régions de changements d’axes des arcades ou encore les zones interproximales et distales dans les secteurs dentés.<sup>54</sup> Si ces régions anatomiques correspondent aux secteurs édentés à compenser par une prothèse, l’empreinte devra avoir une qualité d’autant plus importante.

Cette étude montre également la limitation de l’empreinte optique intra-orale relative à l’étendue de la région à numériser. La précision de l’empreinte est en effet dépendante de l’étendue de la zone édentée qui est imagée. Sur des régions dentées de petite étendue l’empreinte optique intraorale présente des performances équivalentes voire supérieures aux empreintes conventionnelles. En revanche lorsque les zones imagées correspondent à des zones sectorielles dentées de grande étendue les performances de l’empreinte optique diminuent et sont comparables aux performances obtenues avec des empreintes conventionnelles.<sup>55</sup> L’empreinte optique intra-orale devient encore moins performante sur arcade partiellement édentées indiquant que des empreintes réalisées sur des zones édentées de large étendue et en extension sont moins précises que des empreintes effectuées sur des zones édentées de petites étendues et souvent encastrées.<sup>56</sup>

En plus des limitations liées à l’étendue spatiale de la zone imagée, l’empreinte optique intra-orale présente des limitations liées à aux technologies des systèmes d’empreinte eux même comme cela a déjà été décrit. En effet, les systèmes actuels n’offrent la possibilité de réaliser qu’une empreinte statique de l’arcade bucco-dentaire et la dépressibilité des muqueuses ne peut être enregistrée. Ceci rend l’empreinte optique très précise par rapport à une empreinte conventionnelle à l’alginate statique mais l’empreinte secondaire conventionnelle est actuellement la seule méthode permettant d’enregistrer la dépressibilité de la muqueuse tout en étant une empreinte muco-dynamique.<sup>57</sup>

Lors de la réalisation d’une empreinte optique intra-orale sur arcade partiellement édentée, le principal « challenge » est alors de pouvoir enregistrer avec précision la dépressibilité des tissus, les limites de la musculature périphérique, les zones muqueuses de grande étendue et souvent lisses ne présentant aucun repère dentaire à la caméra. Lors de la numérisation de secteurs dentés ou de zones édentées de faible étendue la caméra peut en effet s’appuyer sur la reconnaissance des organes

---

<sup>54</sup> Richert et al., « L’empreinte optique intrabuccale : de la connaissance théorique à la stratégie clinique ».

<sup>55</sup> Ender et Mehl, « In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions » ; Patzelt et al., « Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners ».

<sup>56</sup> Ender, Zimmermann, et Mehl, « Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro » ; Wismeijer et al., « Group 5 iti consensus report ».

<sup>57</sup> Bouta et al., « Prothèse maxillo-faciale et empreinte optique ».

dentaires. Dans le cas de deux images acquises successivement, la présence d'une zone commune incluant des structures dentaires entre les deux images permet à la caméra d'avoir des repères spatiaux afin de poursuivre la numérisation. En revanche plus la zone édentée est de grande étendue et située distalement sur l'arcade et plus l'enregistrement est difficile.

Afin d'optimiser l'empreinte optique dans ces situations cliniques limitantes il faut améliorer les conditions générales de la prise d'empreinte surtout en passant par une optimisation des protocoles d'acquisition et par un choix raisonné du type de système intra-oral utilisé.

### **3.1.2 Optimisation des protocoles d'acquisition**

Suivant le type de système d'empreinte optique utilisé, différents protocoles d'acquisitions sont généralement recommandés. Chaque fabricant présente des consignes à respecter pour la manipulation de la caméra ainsi qu'un parcours d'acquisition qui doit être le plus efficace pour la réalisation de l'empreinte avec le système utilisé.

L'optimisation de ce parcours d'acquisition se fait en suivant l'ordre et le sens des déplacements recommandés pour la caméra sur les surfaces bucco-dentaires. Des consignes de manipulation de la caméra sont également données concernant l'angulation optimale de la caméra par rapport aux surfaces à enregistrer ou sur la distance minimale à maintenir entre la caméra et la surface à numériser.<sup>58</sup> Ces protocoles ont jusqu'à maintenant été réalisés en se basant sur des acquisitions pour prothèse fixée mais leur optimisation est encore à faire si le praticien souhaite utiliser l'empreinte optique sur des zones plus étendues comme dans le cas d'application en prothèse adjointe.

Par exemple, le protocole d'acquisition préconisé par le fabricant de la caméra CEREC Omnicam est le suivant :

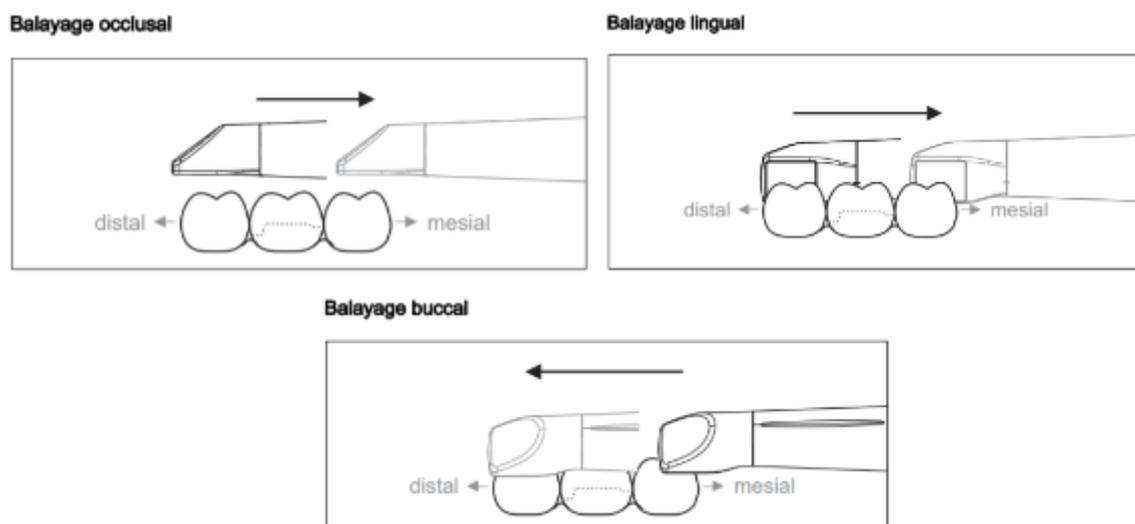
L'acquisition s'effectue en parcourant la zone à numériser de manière continue (full motion) et la caméra doit être positionnée parallèlement à la surface à numériser à une distance idéale de 5 mm (entre 0 et 15 mm maximum) par rapport à celle-ci. Le parcours d'acquisition se fait :

- Dans le sens disto-mésial pour numériser les faces occlusales et linguales/palatines
- Dans le sens mésio-distal pour numériser les faces vestibulaires
- Par une bascule de 15° par rapport au plan occlusal pour numériser les faces proximales.

---

<sup>58</sup> Richert et al., « L'empreinte optique intrabuccale : de la connaissance théorique à la stratégie clinique ».

Figure 13 : Schémas illustrant les déplacements recommandés pour des acquisitions avec la caméra optique CEREC Omnicam de Dentsply Sirona



Source : Dentsply Sirona, « Notice d'utilisation : CEREC Omnicam », 2019.

Ce protocole est intéressant car il montre que le chemin d'acquisition numérique ou même l'orientation de la tête de la caméra pendant l'acquisition joue un rôle dans le succès de l'empreinte. Une étude de Todorovic <sup>59</sup> montre d'ailleurs que le manque de précision d'une empreinte optique pourrait notamment provenir d'une caméra instable lors de l'acquisition intra-orale ou d'une mauvaise orientation de la caméra lors de l'acquisition intra-orale. L'ergonomie du système a donc son importance car elle peut faciliter les acquisitions en palliant certaines difficultés anatomiques où l'accès à la caméra intra-orale est restreint lors de la prise d'empreinte optique sur arcades complètes et en particulier pour les arcades partiellement édentées.

### 3.1.2.1 Ergonomie des systèmes d'empreinte

Différents formats de systèmes d'empreinte optique intra-oraux sont actuellement commercialisés et chacun présente des avantages et inconvénients.

<sup>59</sup> Todorovic et al., « Possible errors during the optical impression procedure ».

Certains systèmes d'empreintes optiques sont sous forme de Carts comme c'est le cas pour les systèmes CEREC Omnicam, Trios 3 Color, True Definition, iTéro, DWIO ou aadv<sup>TM</sup> IOS. D'autres systèmes peuvent se raccorder à un PC portable ou une unité fixée au fauteuil lorsqu'ils sont sous forme de monoblocs portatifs. Les système Trios 3 Color Pod, CS3500, CS3600, PlanScan, CondorScan ou intrascanCS3600 sont des exemples de systèmes avec PC portables. Le Mobile True Definition, Scanner, DWIO portable et iTero element portable sont eux des versions monoblocs portatifs.

Figure 14 : Différents formats de systèmes d'empreinte optique

De gauche à droite : Carts, PC portables et monoblocs portatifs.



Source : Arcaute et Nasr, « CFAO au cabinet dentaire : le matériel disponible en 2017 », 2017.

Dans le cas des systèmes fixes, l'écran permettant la visualisation de l'empreinte est situé face au praticien ou directement au niveau du poste de travail. Un avantage des systèmes sur carts ou portatifs est qu'ils permettent la mobilité du système d'empreinte.

D'un point de vue acquisition numérique en clinique, plus la caméra a des dimensions importantes et plus l'accès aux secteurs postérieurs de l'arcade bucco-dentaire complète est difficile. L'enregistrement des zones proximales et distales est donc facilité par une caméra de petite dimension qui peut atteindre des zones profondes et autorise une rotation plus grande de sa tête. Les structures concaves et en contre-dépouilles de l'arcade dentaire peuvent ainsi plus aisément être numérisées. Une caméra de petite taille peut s'insérer relativement facilement au niveau des trigones

rétromolaires à la mandibule et peut se positionner entre la langue et la zone des volets linguaux de l'arcade mandibulaire. Ainsi l'accès aux « zones stratégiques » et essentielles à numériser est favorisée par une caméra de petite dimension. Les caméras optiques dotées de petites têtes ont également l'avantage d'améliorer le confort du patient lors de l'empreinte.

Plus spécifiquement, lors de la réalisation d'une empreinte sur arcade partiellement édentée, l'avantage de ce type de caméra est la possibilité de numériser plus facilement les limites des zones bordant l'édentement. De plus, dans des situations cliniques défavorables où une caméra à fort encombrement ne pourrait réaliser l'empreinte, les caméras intraorales de petite taille sont plus adaptées. Cela permet de réduire l'encombrement dans la cavité buccale tout en évitant des interférences avec l'arcade antagoniste comme cela peut être le cas avec des patients présentant une limitation importante de l'ouverture buccale.

Actuellement les caméras intraorales présentant le plus petit encombrement sont les caméras que l'on peut utiliser en la tenant comme un stylo, c'est notamment le cas des systèmes Bluecam®, Omnicam®, Trios®, 3M true definition scanner®, CondorScan® et Planscan®.

Figure 15 : Différentes tailles de caméras optiques intra-orales comparées à la taille d'une turbine dentaire

a) turbine, b) DWIO, c) CondorScan, d) CS3600, e) Omnicam, f) Trios 3.



Source : Arcaute et Nasr, « CFAO au cabinet dentaire : le matériel disponible en 2017 », 2017.

Le poids de la caméra optique est important à prendre en compte également car celle-ci peut peser de 70 g jusqu'à un poids supérieur à 700 g. Ce poids va jouer sur la stabilité de la caméra lors de la prise d'empreinte.<sup>60</sup>

Bien qu'une caméra lourde semble permettre une meilleure stabilité qu'une caméra plus légère, son maintien dans le temps par l'opérateur est beaucoup plus difficile. Plus la durée d'enregistrement sera longue, comme c'est le cas avec des empreintes d'arcades complètes, et plus le praticien peinera à la maintenir à l'identique tout au long de son parcours réduisant ainsi sa stabilité dans le temps.<sup>61</sup>

Une caméra trop légère avec une tête optique trop petite entrainera, quant à elle, une moins bonne stabilité à la fois immédiate et dans le temps.<sup>62</sup> Ce manque de stabilité va générer des artefacts de mouvements plus importants et donc des images moins nettes et moins précises.<sup>63</sup> La dégradation de la qualité des images capturées associée aux artefacts de mouvement à corriger peut augmenter les erreurs de recalages et dégrader la qualité de l'empreinte numérique finale. La multiplication des points d'appuis lors de l'utilisation des caméra intraorales est alors indispensable pour améliorer leur stabilité. Dans ce cas, une caméra de petite taille et légère nécessitera plus de points d'appuis qu'une caméra plus lourde et de plus grandes dimensions.

Le poids et la taille des caméra optiques intra-orales dépend fortement des technologies d'acquisition optique qu'elles utilisent. Le nombre d'éléments optiques, leur taille, leur poids, leur positionnement et leur mobilité au sein du système diffèrent en fonction de la technologie utilisée ce qui modifie l'encombrement. Les systèmes basés sur les technologies de microscopie confocales possèdent les caméras intra-orales de plus grands poids et dimensions alors que ceux basés sur la spectrophotogrammétrie sont dotés des caméras les moins encombrantes et les moins lourdes. En outre, l'utilisation d'un scanner optique intraoral dont le type d'enregistrement est basé sur le principe d'imagerie confocale parallèle peut par exemple permettre de stabiliser la caméra au contact de la dent lors de l'acquisition numérique. Cela permet de faciliter l'enregistrement des clichés notamment dans les zones postérieures en réduisant les effets de distorsions et en améliorant l'enregistrement des zone proximales dentaires.

---

<sup>60</sup> Cazier et Moussally, « Descriptif des différents systèmes d'empreinte optique ».

<sup>61</sup> Ibid.

<sup>62</sup> Patzelt et al., « Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws »; Cazier et Moussally, « Descriptif des différents systèmes d'empreinte optique ».

<sup>63</sup> Cazier et Moussally, « Descriptif des différents systèmes d'empreinte optique ».

De plus, afin de faciliter l'acquisition numérique le praticien doit s'entraîner et s'habituer au système qu'il choisit. De la même manière qu'un apprentissage des techniques d'empreintes conventionnelles est indispensable à la réussite d'une empreinte physico-chimique, une certaine dextérité du praticien et un apprentissage préalable à la manipulation de la caméra est nécessaire avant l'obtention d'une empreinte optique intra-orale de qualité. <sup>64</sup> Ce temps d'apprentissage du praticien dépend de plusieurs facteurs et notamment de l'encombrement de la caméra qu'il utilise, de sa facilité à manipuler le système et de son niveau de dextérité en tant que manipulateur du système. Il est important de noter que, si le praticien souhaite changer de système d'empreinte optique il doit réaliser un nouvel apprentissage pour la manipulation du nouveau système et cela à chaque fois qu'il remplacera son matériel.

Le système d'empreinte optique doit donc être adapté à la situation clinique en faisant un choix raisonné de la taille de la tête de la caméra mais également par un protocole de scannage optimisé.

### 3.1.2.2 Chemins d'acquisition

Lorsque le praticien souhaite réaliser une empreinte optique d'une arcade bucco-dentaire complète il peut parcourir l'arcade avec la caméra intra-orale de différentes manières. <sup>65</sup> Un des chemins d'acquisition possible consiste à déplacer de manière linéaire et en continu la caméra sur les faces vestibulaires puis linguales et occlusales des dents (a). Un autre chemin possible consiste à déplacer en continu la caméra en faisant des « zigzag » ou en suivant un parcours en « S » en commençant par les faces linguales puis occlusales et vestibulaires tout le long de (b). <sup>66</sup>

---

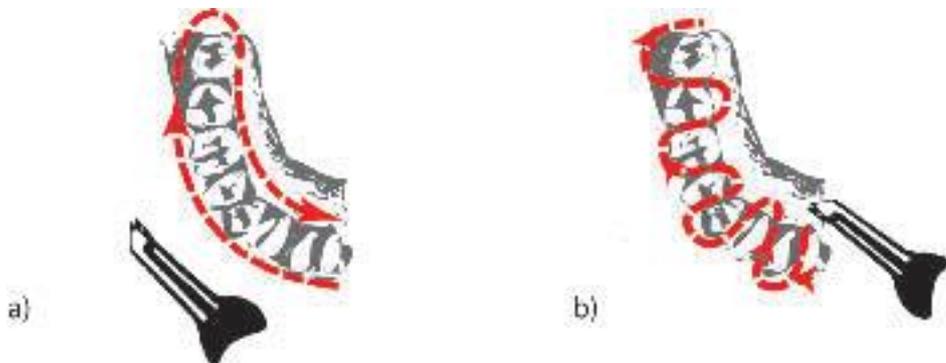
<sup>64</sup> Richert et al., « L'empreinte optique intrabuccale : de la connaissance théorique à la stratégie clinique » ; Müller et al., « Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS pod scanner ».

<sup>65</sup> Oh, Park, et Moon, « Effects of scanning strategy and scanner type on the accuracy of intraoral scans : a new approach for assessing the accuracy of scanned data » ; Medina-Sotomayor, Pascual-Moscardó, et Camps, « Accuracy of four digital scanners according to scanning strategy in complete-arch impressions » ; Richert et al., « L'empreinte optique intrabuccale : de la connaissance théorique à la stratégie clinique » ; Müller et al., « Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS pod scanner ».

<sup>66</sup> Richert et al., « L'empreinte optique intrabuccale : de la connaissance théorique à la stratégie clinique » ; Müller et al., « Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS pod scanner ».

Figure 16 : Différents chemins d'acquisitions optiques

(a) linéaire vestibulaire/lingual, (b) : « zigzag » ou « S ».



Source : Richert et al., « L’empreinte optique intrabuccale : de la connaissance théorique à la stratégie clinique », 2016.

D’autres parcours d’acquisition combinent des chemins linéaires dans les secteurs postérieurs et en « S » dans le secteur antérieur en faisant varier l’inclinaison de la caméra. Une des acquisitions possibles consiste à maintenir la tête de la caméra de manière horizontale tout au long de l’acquisition linéaire et continue de la gauche vers la droite tandis qu’un second protocole demande une rotation à 180° de la tête de la caméra dans le secteur antérieur. Un troisième protocole consiste à réaliser d’abord l’acquisition linéaire et continue du secteur antérieur puis une acquisition linéaire et continue des secteurs postérieurs gauche puis droit.<sup>67</sup>

---

<sup>67</sup> Oh, Park, et Moon, « Effects of scanning strategy and scanner type on the accuracy of intraoral scans : a new approach for assessing the accuracy of scanned data ».

Figure 17 : Stratégies de scannage numérique sur arcade complète

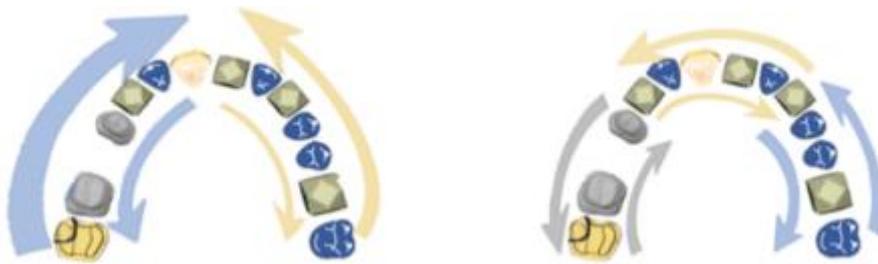
De gauche à droite : acquisition continue en direction horizontale, acquisition continue avec rotation verticale dans le secteur antérieur et acquisition segmentée des secteurs antérieurs suivis des secteurs postérieurs gauche et droit.



Source : Oh, Park, et Moon, « Effects of scanning strategy and scanner type on the accuracy of intraoral scans : a new approach for assessing the accuracy of scanned data », 2020.

D'autres protocoles d'acquisition sur arcade complète consistent encore à réaliser la numérisation par quadrants ou même par sextants.<sup>68</sup>

Figure 18 : Stratégies de scannage numérique par quadrants (à gauche) et par sextants (à droite)



Source : Medina-Sotomayor, Pascual-Moscardó, et Camps, « Accuracy of four digital scanners according to scanning strategy in complete-arch impressions », 2018.

<sup>68</sup> Medina-Sotomayor, Pascual-Moscardó, et Camps, « Accuracy of four digital scanners according to scanning strategy in complete-arch impressions ».

La variation du chemin d'acquisition optique d'une arcade complète va ainsi entraîner une modification de la séquence d'images enregistrées à la fois au niveau des prises de vues et des informations présentes dans chaque image de la séquence. De plus, dans les cas où des images identiques seraient obtenues par différents protocoles (comme c'est le cas en changeant uniquement le sens d'acquisition d'un protocole à l'autre), l'ordre des images sera nécessairement différent d'une séquence à l'autre.

En fonction des algorithmes de recalage utilisés par les systèmes, les valeurs estimées des paramètres géométriques nécessaires à l'alignement de l'ensemble des images d'une séquence seront donc singulières et dépendantes du chemin d'acquisition suivi par la caméra intraorale. L'empreinte numérique 3D générée à partir de l'ensemble de ces processus de recalages peut alors en être impactée et entraîner une dégradation du modèle virtuel rendant inadaptée la prothèse réalisée à partir de cette empreinte. Le choix du chemin d'acquisition optique s'avère donc un élément essentiel à optimiser pour avoir une empreinte optique de qualité.<sup>69</sup>

Dans la suite nous prendrons comme exemple les chemins d'acquisition linéaire (a) et en « zigzag » ou en « S » (b) afin de développer l'influence du chemin d'acquisition lors d'une empreinte optique d'arcade complète.

Le chemin d'acquisition linéaire (a), contrairement au chemin en « zigzag » ou en « S » (b), permet de réduire l'effet de distorsion obtenu sur l'empreinte finale. Cela vient du fait qu'il fait correspondre l'image d'arrivée avec l'image de début de la séquence d'acquisition. L'intérêt d'obtenir une image finale en rapport avec l'image initiale de la séquence est la possibilité donnée aux algorithmes de recalage de réaligner toutes les images acquises par rapport à cette image initiale.<sup>70</sup> En effet les algorithmes de recalage travaillent en optimisant un critère de similarité estimé entre deux images et cela de proche en proche avec l'ensemble des paires d'images successivement acquises. Si deux images sont trop différentes l'une de l'autre, le critère de similarité ne pourra être optimisé totalement et la première image ne pourra pas être correctement alignée avec la seconde. Deux captures d'images avec trop peu d'informations en commun deviendront donc source d'erreur de recalages.

De manière pratique l'optimisation obtenue grâce au chemin linéaire (a) n'est possible qu'à condition que l'opérateur puisse retrouver avec une précision satisfaisante la position de départ. Compte tenu de l'instabilité et du manque de précision spatiale qu'entraîne la tenue en main de la caméra optique

---

<sup>69</sup> Richert et al., « L'empreinte optique intrabuccale : de la connaissance théorique à la stratégie clinique ».

<sup>70</sup> Ibid. ; Mao et al., « Robust surface reconstruction of teeth from raw pointsets ».

il est très difficile de retrouver précisément cette position de de départ à la fin du parcours de numérisation. L'opérateur sera positionné de manière plus ou moins proche de sa position de départ et l'écart entre ces deux positions conditionnera l'optimisation de l'erreur finale de recalage.

En plus des recalages réalisés lors d'une première acquisition, une nouvelle série de recalages peut avoir lieu si une seconde acquisition a lieu. Cela peut être le cas si le chemin d'acquisition est trop linéaire ce qui aura pour effet un manque d'enregistrement des zones concaves ou zones en contre dépouille. Certaines zones de l'arcade bucco-dentaire comme les zones dentaires interproximales peuvent alors ne plus se retrouver sur le modèle virtuel et vont nécessiter une seconde acquisition.<sup>71</sup> Cette seconde acquisition sera alors réalignée avec la première et pourra être à nouveau une source d'imprécision pour l'empreinte finale.

L'opérateur doit donc essayer de réaliser une acquisition optique en un seul passage si possible afin de diminuer les erreurs de recalage liées à une seconde acquisition. Si un seul passage n'est pas possible il doit au moins pouvoir enregistrer au premier passage les zones de grande importance comme les zones cervicales et les zones interproximales afin de réduire les erreurs de recalage dans ces zones dites « stratégiques ».<sup>72</sup>

En ce qui concerne le type d'enregistrement des systèmes, le type « full motion » est celui permettant une prise d'empreinte plus aisée lors de la numérisation d'arcades complètes ou de grandes étendues. Ce mode d'enregistrement permet la visualisation de l'empreinte virtuelle simultanément à l'acquisition et fournit la possibilité d'un second passage de la caméra au niveau local pour des zones manquantes du modèle virtuel. Le modèle peut alors être complété sans reprendre une empreinte complète. Cette méthode, réalisée avec un temps d'acquisition réduit par rapport au « point and click », est celle qui est la plus utilisée par les systèmes d'empreintes optique actuels.

Le parcours d'acquisition (b) va engendrer une séquence d'images différentes de celle obtenue par le chemin linéaire (a). Ce chemin va notamment permettre une meilleure numérisation des zones interproximales et des points de contact. Le nombre d'images correspondant aux zones dentaires interproximales sera donc augmenté dans la séquence acquise par ce chemin par rapport au chemin (a). De plus, ce parcours permet une acquisition de l'arcade dentaire plus aisée que le chemin (a) mais l'image initiale n'est pas retrouvée en fin de parcours.<sup>73</sup>

---

<sup>71</sup> Richert et al., « L'empreinte optique intrabuccale : de la connaissance théorique à la stratégie clinique » ; Mao et al., « Robust surface reconstruction of teeth from raw pointsets ».

<sup>72</sup> Richert et al., « L'empreinte optique intrabuccale : de la connaissance théorique à la stratégie clinique » ; Mao et al., « Robust surface reconstruction of teeth from raw pointsets ».

<sup>73</sup> Richert et al., « L'empreinte optique intrabuccale : de la connaissance théorique à la stratégie clinique » ; Mao et al., « Robust surface reconstruction of teeth from raw pointsets ».

Dans le cadre de cette thèse nous avons réalisé des empreintes optiques intra-orales *in vitro* à partir d'un modèle d'arcade bucco-dentaire en plâtre afin d'évaluer la faisabilité et les effets de la numérisation sur une arcade complète partiellement édentée en suivant différents chemins d'acquisition. Le modèle numérisé correspondait à un modèle en plâtre maxillaire présentant un édentement encastré de classe III de Kennedy situé en place de 25 et 26. L'acquisition numérique a été réalisée au sein du service de médecine bucco-dentaire de l'Hôpital Bretonneau (Paris 18<sup>e</sup>) à l'aide du système CEREC Omnicam de Dentsply Sirona.

Figure 19 : Modèle en plâtre utilisé lors du protocole et sa numérisation

A gauche, le modèle maxillaire en plâtre. A droite, acquisition numérique du modèle maxillaire avec la caméra intra-orale du système CEREC omnicam (Dentsply Sirona).



Source : Auteur, 2020.

Deux opérateurs, comprenant un opérateur non expert et un opérateur expert avec le système, ont numérisé le modèle d'arcade maxillaire en faisant varier les chemins d'acquisitions. Un des chemins d'acquisition (CH1) a consisté à numériser en continu le modèle en commençant par les faces dentaires occlusales puis vestibulaires de la gauche vers la droite suivie des faces palatines de la droite vers la gauche (a) en terminant par la voûte palatine. Un deuxième parcours de numérisation (CH2) a consisté à inverser le sens d'acquisition entre les faces vestibulaires et palatines. Le chemin CH2 consistait donc

à numériser de manière continue l'arcade dentaire en commençant par les faces occlusales puis palatines de la gauche vers la droite suivie des faces vestibulaires de la droite vers la gauche (b) en terminant par la voûte palatine. Le troisième et dernier chemin d'acquisition (CH3) correspondait, quant à lui, à une acquisition séquentielle en « zigzag » ou en « S » en débutant de la face vestibulaire de la seconde molaire du secteur 1 vers celle du secteur 2 (c). Chaque acquisition effectuée selon un chemin précis CH1, CH2 ou CH3 a ainsi été répétée trois fois par chacun des opérateurs.

Figure 20 : Chemins numériques mis en oeuvre dans le protocole d'acquisition

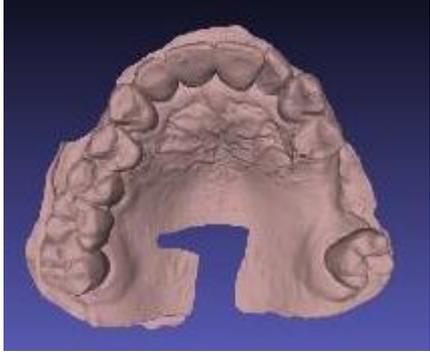
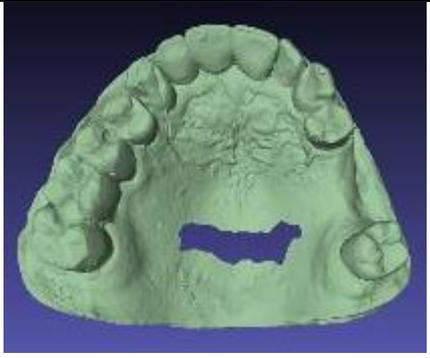
La numérisation se fait, soit par déplacement continu et linéaire (a ou b), soit par déplacement continu en zigzag (c).



Source : Müller, Ender, Joda et Katsoulis, « Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner », 2016.

Les différents modèles numériques 3D correspondant aux empreintes optiques intra-orales réalisées *in vitro* sur le modèle maxillaire ont été visualisés dans un premier temps afin de pouvoir évaluer qualitativement la qualité des empreintes. Le tableau suivant présente quelques exemples des modèles virtuels obtenus à la suite des empreintes optiques réalisées en suivant les chemins CH1, CH2 et CH3.

Tableau 2 : Exemples d’empreintes numériques obtenues après acquisitions avec la caméra CEREC Omnicam en suivant les chemins CH1, CH2 et CH3

	OPERATEUR EXPERT	OPERATEUR NON EXPERT
CH1		
CH2		
CH3		

Source : Auteur, 2020.

Visuellement, les structures dentaires de l’arcade avaient bien été enregistrées pour l’ensemble des modèles numériques à l’exception de 3 modèles qui présentaient des zones manquantes au niveau des faces distales des molaires dans les secteurs 1 et 2. Ces 3 modèles avaient été acquis suivant les chemins CH1 et CH2. La zone édentée apparaissait correcte au niveau de 25 et 26 quel que soit les modèles. En revanche, des régions plus ou moins étendues présentaient des « manques » sur la plupart des modèles. Les localisations des régions manquantes et leur forme ne semblaient pas

dépendre de l'opérateur. Les régions manquantes les plus importantes commençaient au centre de la voûte palatine et s'étendaient en distal jusqu'à une limite allant au-delà du joint vélo-palatin (modèle rose) du maître modèle. Les régions manquantes les plus petites étaient situées au centre de la voûte palatine (modèle bleu) dans la région anatomique la plus profonde du palais.

Les modèles numériques ayant les surfaces manquantes les plus étendues correspondaient aux acquisitions réalisées par l'opérateur non expert. De plus, les modèles numériques les moins complets avaient été acquis suivant les chemins linéaires CH1 ou CH2 et les modèles les plus complets correspondaient aux chemins en zigzag CH3. Seule une acquisition réalisée par l'opérateur expert et suivant le chemin zigzag CH3 a permis d'obtenir une empreinte complète à la fois au niveau de l'arcade bucco-dentaire et de la voûte palatine (modèle vert clair).

Le protocole mis en œuvre *in vitro* sur ce modèle en plâtre maxillaire partiellement édenté a donc permis d'avoir une première évaluation visuelle. Cette évaluation a confirmé la dépendance de la qualité des empreintes au type de chemin choisi et au niveau d'expérience de l'opérateur réalisant ces acquisitions. Ces résultats qualitatifs restent cependant à objectiver quantitativement grâce à des mesures précises. Cette évaluation pourrait être faite en comparant les différentes empreintes optiques entre elles et en les comparant également au modèle maître.

Il est important de noter que le protocole mis en œuvre à l'aide de la caméra intraorale CEREC omnicam (Dentply Sirona) a permis de minimiser les nombreuses difficultés supplémentaires qu'un praticien peut rencontrer lors d'une empreinte optique intra-orales *in vivo*. Cela met en évidence les difficultés rencontrées par un praticien souhaitant réaliser une empreinte optique intra-orale de qualité sur arcade partiellement édentée dans un but de réhabilitation prothétique cliniquement adaptée.

### 3.1.2.3 Maillage dynamique

L'acquisition numérique par caméra optique intra-orale génère un modèle virtuel 3D des arcades dentaires qui est constitué par un maillage de points. Plus le nombre de points formant le maillage sera important et repartit de manière régulière et plus la représentation virtuelle de la surface scannée sera proche de la réalité.<sup>74</sup> Cependant le traitement numérique d'un tel fichier contenant de

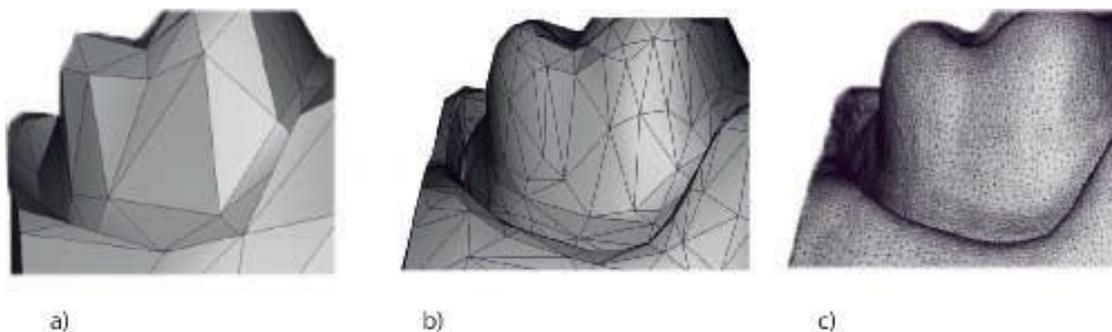
---

<sup>74</sup> Richert et al., « L'empreinte optique intrabuccale : de la connaissance théorique à la stratégie clinique ».

nombreuses informations avec un nombre important de points sera obligatoirement plus long et un compromis sera nécessaire à faire entre le temps de traitement et la qualité du fichier numérique. Pour pallier cette difficulté, différentes stratégies ont été mises au point par les industriels dans le but d'optimiser la précision du modèle numérique tout en permettant un temps de traitement acceptable. Certains fabricants ont par exemple choisi comme stratégie de réaliser un maillage plus dense au niveau de certaines zones anatomiques dentaires dites stratégiques comme les limites cervicales ou zones à forts changement de courbure.<sup>75</sup> Dans ces zones qui nécessitent une numérisation précise, chaque écart de modélisation par rapport à la morphologie réelle peut entraîner un défaut d'adaptation des prothèses réalisées en CFAO en particulier lorsque la prothèse est une PAP à châssis métallique où les crochets et autres éléments de l'armature ont pour appuis les surfaces dentaires. Les systèmes appliquant cette stratégie proposent un maillage moins dense des zones anatomiques où un manque de précision n'aura pas ou peu d'impact sur la qualité de l'élément prothétique final. Cette différence locale de densité du maillage virtuel permet d'obtenir un modèle de qualité tout en optimisant les temps de calculs nécessaires à sa modélisation.

Figure 21 : Exemple d'une modélisation 3D de préparation dentaire reconstruite selon différentes densités de maillage

(a) : densité faible, (b) densité moyenne, (c) densité élevée.



Source : Richert et al., « L’empreinte optique intrabuccale : de la connaissance théorique à la stratégie clinique », 2016.

---

<sup>75</sup> Ibid.

Dans le cas de la PAP à châssis métallique le maillage devrait donc être le plus dense possible au niveau des dents supports de crochets et des surfaces coronaires constituant les surfaces d'appuis des autres éléments du châssis. Il s'agirait donc d'adapter les stratégies des industriels en permettant par exemple une « adaptation dynamique » de la densité de maillage selon le type d'édentement à numériser et la présence ou non de dents préparées et qui sont le support des éléments du châssis. Une haute densité de maillage pourrait être définie pour enregistrer précisément les préparations coronaires et les morphologies des dents supports de crochet qui bordent l'édentement ainsi que les surfaces dentaires correspondant à des appuis cingulaires.

## 3.2 Réalisation prothétique

### 3.2.1 Réalisation de l'empreinte

Pour réaliser une PAP à châssis métallique numérique comblant un ou plusieurs édentements, le chirurgien-dentiste doit choisir de manière judicieuse la méthode d'empreinte qu'il va mettre en œuvre. Ce choix est à la fois dépendant de la situation clinique et du type d'édentement à combler.

**Dans les cas d'édentements encastrés de faible étendue de type III de Kennedy** qui ne nécessitent qu'une empreinte anatomique pour l'obtention d'une PAP à châssis métallique, l'empreinte optique intraorale, par définition muco-statique, peut être réalisée aisément. Elle répondra favorablement aux objectifs cliniques à l'instar de l'empreinte conventionnelle à l'alginate.<sup>76</sup>

Dans ce cas la prise d'empreinte optique intra-orale comprend trois acquisitions : une acquisition numérique de l'arcade présentant le ou les édentements à combler, une acquisition de l'arcade antagoniste et une troisième acquisition enregistrant les rapports d'occlusion du patient.

**Dans les cas d'édentements mandibulaires de grande étendue, de type I ou II de Kennedy**, la réalisation d'une PAP à châssis métallique impose l'obtention d'une empreinte anatomo-fonctionnelle. Celle-ci est habituellement réalisée à partir de matériaux d'empreinte de type élastomères en méthode conventionnelle<sup>77</sup> mais ne peut être obtenue par une empreinte optique muco-statique.<sup>78</sup> Afin de contourner cette difficulté, le chirurgien-dentiste peut mettre en œuvre une première stratégie faisant appel à une méthode « hybride » alliant empreinte optique et empreinte conventionnelle. Dans

---

<sup>76</sup> Bouta et al., « Prothèse maxillo-faciale et empreinte optique » ; Schittly et Schittly, *Prothèse amovible partielle : clinique et laboratoire*.

<sup>77</sup> Schittly et Schittly, *Prothèse amovible partielle : clinique et laboratoire*.

<sup>78</sup> Bouta et al., « Prothèse maxillo-faciale et empreinte optique ».

ce cas, il réalise une première empreinte optique intra-orale. Celle-ci est alors suivie d'une seconde empreinte de correction conventionnelle permettant l'enregistrement des limites fonctionnelles et des dépressibilités muqueuses des crêtes édentées.

Pour réaliser cette empreinte de correction, une technique d'empreinte dissociée ou fractionnée est mise en oeuvre. Elle consiste alors à produire le châssis puis à ajouter des selles porte-empreinte à ce châssis en regard des zones édentées. Ces selles porte-empreinte vont jouer le rôle de PEI et permettent au praticien d'obtenir une empreinte anatomo-fonctionnelle appréciant la dépressibilité muqueuse. Cette empreinte secondaire des zones édentées et réalisée sous pression occlusale du patient corrigera ainsi l'empreinte optique primaire.<sup>79</sup>

Figure 22 : Châssis associé à des selles porte-empreinte pour la réalisation d'empreintes de PAP en technique McCracken et le modèle fractionné définitif correspondant



Source : Auteur, 2020.

La seconde stratégie possible correspond à la réalisation d'empreintes conventionnelles comprenant une première empreinte primaire à l'alginate suivie d'une empreinte secondaire à l'aide de matériaux d'empreinte de type élastomère. Le praticien obtient ainsi une empreinte anatomo-fonctionnelle enregistrant les limites de la musculature périphérique ce qui constitue un impératif à l'enregistrement correct des dépressibilités liées à la muqueuse et ses déplacements.<sup>80</sup> Cette empreinte secondaire conventionnelle est ensuite numérisée en laboratoire de prothèse ou sur site industriel à l'aide d'un scanner de table en vue de la CAO et FAO de la future PAP. L'usage du scanner de table pour numériser l'empreinte secondaire est privilégiée dans ce cas car il possède une précision variant de 5 micromètres

<sup>79</sup> Ibid.

<sup>80</sup> Schittly et Schittly, *Prothèse amovible partielle : clinique et laboratoire*.

à 10 micromètres ce qui est actuellement supérieur aux précisions obtenues par camera intraorales.

<sup>81</sup> De plus, son utilisation pour des applications cliniques a été validée depuis plusieurs années contrairement aux scanners intra-oraux qui sont encore en développement. <sup>82</sup>

De manière pratique, devant des situations cliniques d'édentements de grande étendue ou de classe I et II de Kennedy, les praticiens ont tendance à privilégier la seconde stratégie en réalisant des empreintes physico-chimiques conventionnelles.

A la suite de la réalisation des empreintes, les modèles numériques 3D représentant les arcades bucco-dentaires du patient sont validés et enregistrés par le chirurgien-dentiste sous forme de fichiers informatiques. Ces fichiers peuvent ensuite être utilisés soit par le chirurgien-dentiste, s'il réalise lui-même la CAO de la future prothèse, soit par le laboratoire de prothèse ou même l'industriel collaborateur. Dans ces derniers cas, les fichiers sont envoyés instantanément aux différents collaborateurs via le flux numérique.

### **3.2.2 Conception assistée par ordinateur (CAO) du châssis**

La conception assistée par ordinateur fait appel à des logiciels de conception numérique ou « logiciels CAO » dédiés qui vont permettre l'élaboration du châssis de la future prothèse de manière totalement virtuelle.

A partir du logiciel, l'opérateur va dans un premier temps importer le fichier informatique des modèles numériques 3D issus de l'étape d'empreinte. Dans un second temps, il réalise le montage prévisionnel numérique des modèles en 3D en prenant en compte la relation maxillo-mandibulaire (RMM) du patient qui a été enregistrée.

Le choix des dents prothétiques à remplacer et leurs positions respectives sont alors déterminés et enregistrés sur le modèle. Certains logiciels CAO actuels permettent de corriger les surfaces occlusales dentaires de manière à ajuster les contacts. Les modifications de taille et de forme des dents sont alors possibles grâce à la mise en œuvre de déformations de type élastique sur les surfaces dentaires. Dans ce cas, les dents prothétiques devront être fabriquées par une technique FAO adaptée. Il est également possible de modifier la position de la limite des collets des dents prothétiques afin de les aligner avec

---

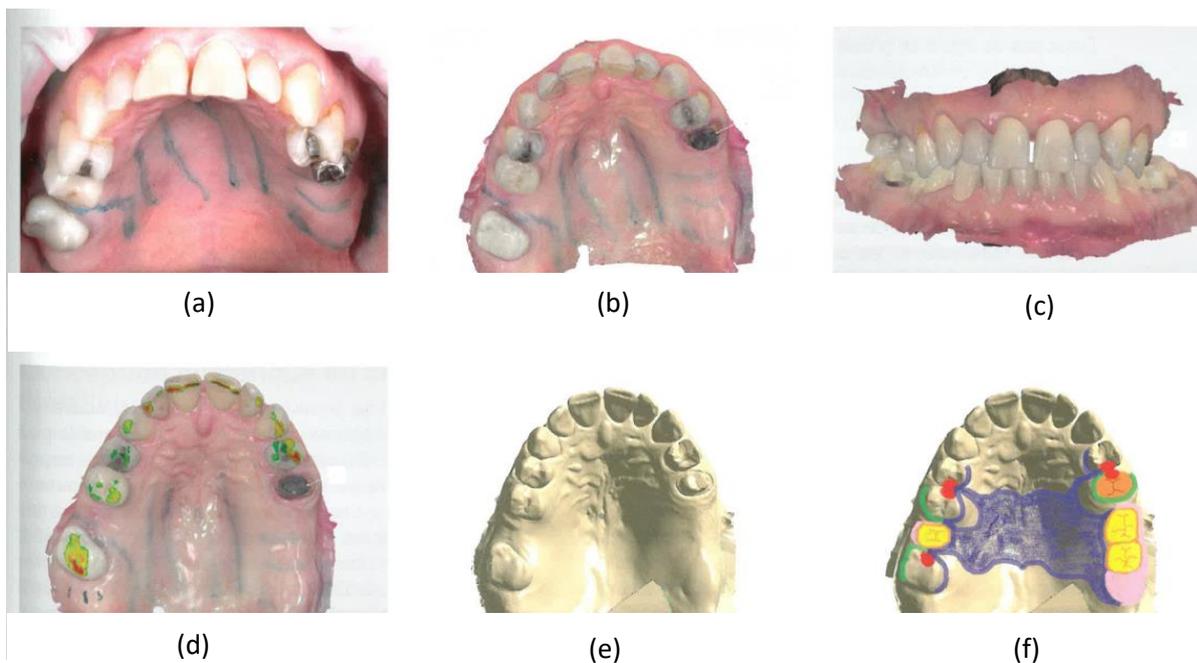
<sup>81</sup> Fajri et al., « Apport du numérique à la prothèse amovible partielle à infrastructure métallique ».

<sup>82</sup> Gümüş et al., « The effect of pouring time on the dimensional stability of casts made from conventional and extended-pour irreversible hydrocolloids by 3d modelling ».

ceux des dents naturelles si besoin. De plus, certains logiciels permettraient de personnaliser la fausse gencive que ce soit au niveau de la texture ou du type de parodonte recherché. Ces ajustements améliorent le rendu esthétique et offrent une « personnalisation » de la future PAP. Tous ces réglages numériques prennent en compte le schéma occlusal du patient et permettent de respecter les règles de montage établies pour la prothèse.<sup>83</sup>

Figure 23 : Empreinte optique et modèle virtuel

(a) : Situation clinique initiale présentant une arcade maxillaire partiellement édentée. Des tracés au crayon dermographique indiquent les zones fermes et dépressibles. (b) : Empreinte optique primaire réalisée au maxillaire. (c) : Empreintes des arcades édentées maxillaire et mandibulaire en occlusion. (d) : Mise en évidence des contacts obtenus en occlusion. (e) : Modèle issu de l’empreinte primaire à partir duquel le logiciel CAO va permettre la conception du châssis. (f) : Mise en évidence sur le modèle des différents éléments constituant la future PAP.



Source : Baixe et al., « La prothèse partielle à châssis métallique : de l'empreinte optique à la fabrication additive », 2017.

<sup>83</sup> Fajri et al., « Apport du numérique à la prothèse amovible partielle à infrastructure métallique » ; Cheylan, Fouilloux, et Sireix, « Gestion numérique de l'occlusion en prothèse amovible partielle : montage des dents et réalisation des selles ».

Figure 24 : Positionnement semi-automatique des dents à l'aide du logiciel CAO «Lucy»



Source : Guillaume et al., « Procédure CAD-PAP métallique », 2019.

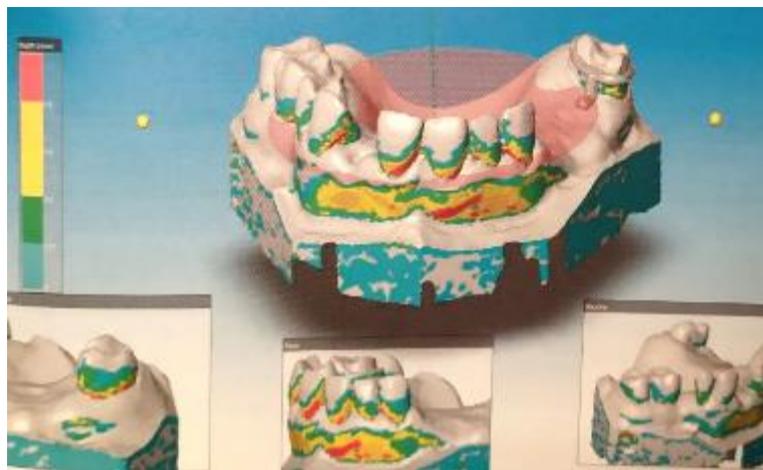
Figure 25 : Modification de la position des dents, tracé du contour de la gencive, positionnement de la ligne des collets et personnalisation de la gencive à l'aide du logiciel CAO « Lucy »



Source : Guillaume et al., « Procédure CAD-PAP métallique », 2019.

Une fois ces étapes préalables réalisées, l'opérateur définit l'axe d'insertion prothétique en manipulant virtuellement le modèle 3D de l'arcade édentée du patient. Le logiciel CAO calcule et affiche alors numériquement les zones de dépouille et contre-dépouille sur le modèle. Ces zones de contre-dépouille sont validées par l'opérateur puis elles sont comblées à la cire virtuelle afin d'obtenir un modèle qui soit entièrement de dépouille.

Figure 26 : Affichage dynamique des contre-dépouilles sur le modèle virtuel



Source : Guillaume et al., « Procédure CAD-PAP métallique », 2019.

Ensuite, l'utilisateur trace numériquement sur le modèle de dépouille les différents espacements et décolletages nécessaires à l'élaboration du châssis, comme sur un modèle en plâtre conventionnel. De même, les limites des zones de rétention nécessaires aux futurs crochets du châssis sont tracées à l'aide des outils du logiciel et validées par l'opérateur.

Les éléments formant le futur châssis métallique peuvent ensuite être créés et/ou positionnés. Selon les logiciels CAO des « préformes » d'éléments prothétiques constituant le châssis métallique peuvent être utilisées (barres, selles, crochets, dents contre plaque, connexions...). La sélection se fait à partir d'une boîte d'outil du logiciel et les préformes sont ensuite positionnées et ajustées manuellement ou automatiquement sur le modèle virtuel.<sup>84</sup>

---

<sup>84</sup> Fajri et al., « Apport du numérique à la prothèse amovible partielle à infrastructure métallique ».

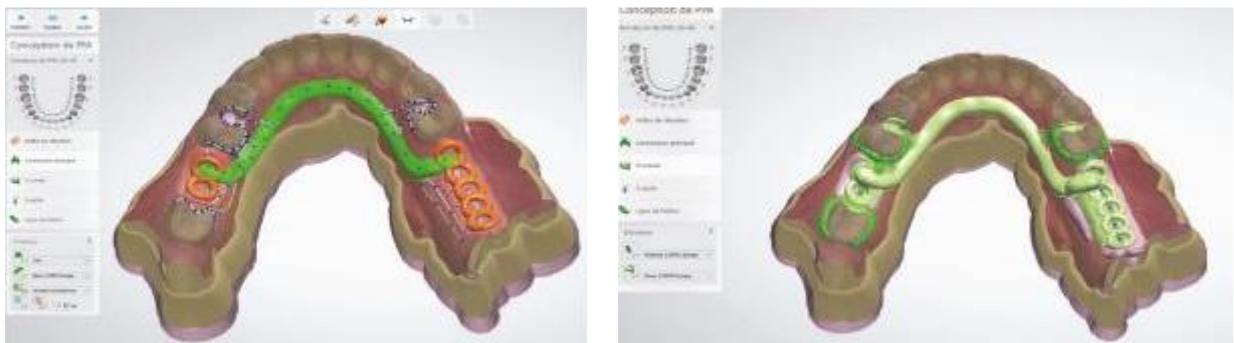
Figure 27 : Modélisation virtuelle des éléments du châssis à l'aide de bibliothèque de préforme et de tracés libres



Source : Guillaume et al., « Procédure CAD-PAP métallique », 2019.

Le logiciel facilite ainsi la conception puisqu'il permet de modifier les épaisseurs, les formes et limites de chacun des éléments constitutifs du futur châssis.<sup>85</sup> Dans certains cas, plusieurs gabarits d'armatures peuvent même être proposés directement par le logiciel.<sup>86</sup>

Figure 28 : Conception de l'armature d'un châssis en essayant différents gabarits proposés par le logiciel CAO



Source : Robert et Lamy, « Utilisation d'un scanner intra-oral et d'un processus numérique pour la réalisation d'une PAP », 2020.

<sup>85</sup> Ibid.

<sup>86</sup> Robert et Lamy, « Utilisation d'un scanner intra-oral et d'un processus numérique pour la réalisation d'une PAP ».

Les différents éléments du châssis sont finalement assemblés et les grilles de rétention sont tracées et délimitées sur le modèle numérique.

Figure 29 : Application des préformes au modèle 3D et assemblage numérique du châssis



Source : Guillaume et al., « Procédure CAD-PAP métallique », 2019.

En fin de processus, l'opérateur peut afficher le châssis et le manipuler dans l'espace numérique 3D afin de valider la conception. Le châssis peut également être visualisé sur le modèle 3D de l'arcade édentée du patient afin de vérifier sa bonne adaptation. Suivant le niveau d'expertise de l'opérateur un châssis numérique peut ainsi être conçu en moins de 15 minutes (CAD Software, 3shape).

Il est à noter que lorsqu'une empreinte de correction est nécessaire comme dans le cas d'édentements de classe I et II de Kennedy, le logiciel CAO permet d'ajouter au châssis les selles porte-empreinte sectorielles qui serviront à l'empreinte de correction dans les zones édentées.<sup>87</sup>

Finalement, une fois le modèle virtuel du châssis réalisé par CAO, celui-ci est enregistré et le fichier informatique correspondant est envoyé au logiciel de FAO afin de lancer sa fabrication.

---

<sup>87</sup> Baixe et al., « La prothèse partielle à châssis métallique : de l'empreinte optique à la fabrication additive ».

En annexe est présenté un tableau récapitulatif des différents logiciels CAO actuellement utilisés pour la conception numérique de châssis en prothèse amovible partielle (cf. Annexe 2).

### **3.2.3 Fabrication assistée par ordinateur (FAO) du châssis**

La fabrication assistée par ordinateur (FAO) des prothèses amovibles partielles à châssis métallique repose sur des procédures de fabrication robotisées issues de l'industrie et adaptées à la production de prothèses dentaires. Actuellement, les techniques FAO en PAP ne permettent que la production automatisée du châssis de la prothèse. Cette fabrication automatisée fait appel à des machines de production ou « machines outil » généralement commandées par des algorithmes, permettant une reproduction précise du modèle prothétique précédemment élaboré par CAO.

Parmi les techniques actuelles de FAO, deux grandes familles se distinguent : les techniques de fabrication soustractives et les techniques de fabrication additives.<sup>88</sup> Ces techniques se basent sur des procédés de réalisation différents et chacune présente des avantages et des inconvénients en fonction des applications recherchées.

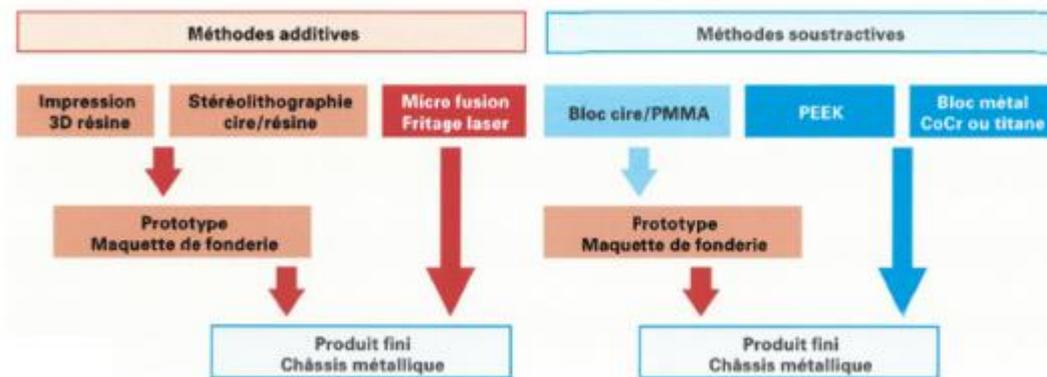
#### **3.2.3.1 Procédés de fabrication**

La fabrication du châssis métallique de la future prothèse à partir de ces techniques FAO peut être réalisée selon deux types de processus : un processus en deux temps ou un processus en un temps.

---

<sup>88</sup> Fajri et al., « Apport du numérique à la prothèse amovible partielle à infrastructure métallique » ; Baixe et al., « La prothèse partielle à châssis métallique : de l'empreinte optique à la fabrication additive » ; Bilgin et al., « A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication ».

Figure 30 : Les différentes méthodes et processus de fabrication de châssis pour prothèse amovible partielle en CFAO



Source : Fajri et al., « Apport du numérique à la prothèse amovible partielle à infrastructure métallique », 2020.

**Le processus en deux temps** consiste à fabriquer, lors d'une première étape, une maquette 3D du châssis en matériau calcinable. Dans ce cas, la maquette du châssis est produite soit par une technique soustractive d'usinage de blocs en cire/résine PMMA, soit par une technique additive d'impression 3D résine ou de stéréolithographie en cire/résine. Dans un deuxième temps, le châssis est alors coulé selon la technique traditionnelle de cire perdue. Cette étape transforme la maquette en châssis métallique fini.

**Le processus en un temps** permet, quant à lui, la fabrication directe et en une seule étape du châssis métallique fini. Cela est actuellement réalisé par une technique additive de microfusion laser de métaux de type cobalt, chrome et tungstène.<sup>89</sup>

Le principe de fonctionnement de chaque technique FAO est présenté par la suite ainsi que leurs avantages et inconvénients respectifs.

### 3.2.3.2 Techniques soustractives par usinage

Avec la technique d'usinage, le modèle prothétique est fabriqué à partir d'un bloc de matériau plein dont la matière est automatiquement réduite par des fraises situées sur différents axes de la

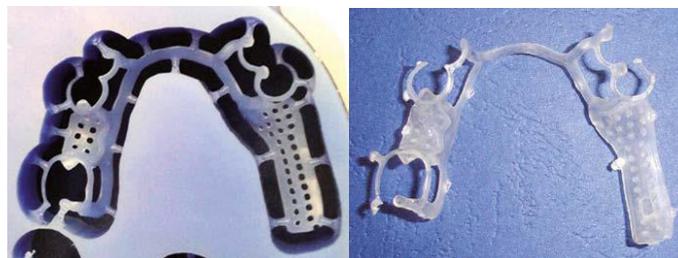
<sup>89</sup> Baixe et al., « La prothèse partielle à châssis métallique : de l'empreinte optique à la fabrication additive ».

machine.<sup>90</sup> Cette technique, bien que très efficace lorsqu'il s'agit d'usiner des pièces prothétiques simples et non métalliques, n'est pas adaptée à la production directe de châssis métalliques en matériaux titane ou cobalt-chrome. En effet avec cette technique, le volume important des blocs de matière nécessaire à la réalisation des châssis entraîne beaucoup trop de perte de matériaux (jusqu'à 90% de perte du volume du bloc usiné) pour être rentable.<sup>91</sup> De plus, cette méthode de fabrication, principalement utilisée pour la réalisation de prothèses conjointes comme des chapes prothétiques, ne permet pas un usinage trop complexe comme dans le cas des châssis.<sup>92</sup> C'est pourquoi à l'heure actuelle l'usinage n'est pas utilisé pour la production directe de châssis métalliques.

En revanche cette technique permet de produire des maquettes 3D de châssis en résines, cires et en PEEK (poly-éther-éther-cétone).<sup>93</sup> Les maquettes en cire et résine sont alors utilisées pour aboutir à la réalisation d'un châssis métallique en deux temps. Dans les cas des maquettes de châssis en cires ou résines, un second traitement mettant en œuvre la technique conventionnelle de cire perdue permet alors la transformation de la maquette en châssis métallique.

Figure 31 : Exemple de maquettes de châssis usinées

A gauche, châssis usiné dans un disque en cire et à droite, châssis usiné à partir d'un disque en PMMA.



Source : Picart et al., « PEEK vs Cr-Co : comparaison de deux types de châssis », 2016.

### 3.2.3.3 Techniques additives d'impression 3D

Les techniques de fabrication par méthodes additives consistent à réaliser la fabrication du modèle désiré par addition successive de couches de matériau empilées les unes sur les autres. Ces couches

---

<sup>90</sup> Centre national d'innovation et de formation des prothésistes dentaires, « Guide de la CFAO dentaire ».

<sup>91</sup> Joullie et al., « Prothèses en CFAO ».

<sup>92</sup> Abduo, Lyons, et Bennamoun, « Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics : a review of the available streams ».

<sup>93</sup> Bilgin et al., « A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication »; Joullie et al., « Prothèses en CFAO ».

sont ensuite fusionnées afin d'obtenir un état de surface de la pièce prothétique produite qui soit homogène. <sup>94</sup> De manière générale, l'avantage des méthodes additives est la possibilité de fabriquer des pièces prothétiques de tailles supérieures à celles obtenues par méthodes soustractives tout en ayant la possibilité d'ajouter de la matière localement si besoin. Ces techniques de fabrication ont cependant un coût élevé et nécessitent de réaliser des maintenances régulières pour le bon fonctionnement des systèmes.

Deux procédés d'impression 3D sont aujourd'hui utilisés pour la fabrication de châssis métalliques : la stéréolithographie et la micro-fusion laser.

#### La stéréolithographie

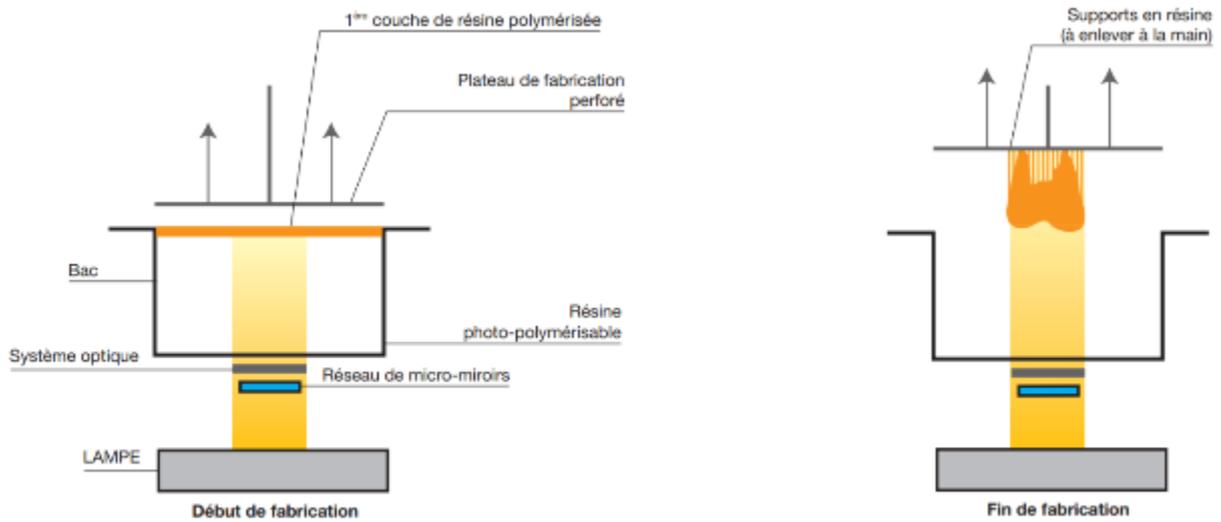
Le procédé de fabrication par stéréolithographie ou stereo-litography apparatus (SLA) repose sur le principe suivant : un mélange de cire et résine liquide photosensible aux ultraviolets est placé dans une cuve et un processus de solidification du mélange est lancé. Ce processus consiste à projeter une image bitmap sur la couche de matériaux située dans la cuve afin de la polymériser suivant les limites de l'image projetée. Plusieurs couches sont ainsi solidifiées afin de former le modèle désiré. L'image bitmap projetée sur chaque couche de matériau est générée à partir du modèle numérique précédemment conçu par CAO. Une fois toutes les couches solidifiées les excès de matériau sont éliminés par un bain de liquide solvant. Le modèle prothétique est finalement photopolymérisé dans un four à ultraviolets pour finition. <sup>95</sup>

---

<sup>94</sup> Abduo, Lyons, et Bennamoun, « Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics : a review of the available streams ».

<sup>95</sup> Fajri et al., « Apport du numérique à la prothèse amovible partielle à infrastructure métallique » ; Abduo, Lyons, et Bennamoun, « Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics : a review of the available streams ».

Figure 32 : Schéma du principe de la stéréolithographie



Source : Centre national d'innovation et de formation des prothésistes dentaires, « Guide de la CFAO dentaire », 2009.

L'avantage de la stéréolithographie est de permettre l'utilisation parallèle des matériaux de cire et résine.<sup>96</sup> Mais seules des maquettes de châssis peuvent être produites par cette technique obligeant à passer par une étape supplémentaire de coulée conventionnelle pour obtenir un châssis métallique en matériau Cobalt-Chrome.<sup>97</sup>

#### La micro-fusion laser

Le principe de la micro-fusion laser repose sur l'élévation de température d'une couche de fine poudre de métal à l'aide d'un faisceau laser dit sélectif. La pièce prothétique est alors fabriquée par agrégation des grains de poudre les uns avec les autres selon la modélisation spatiale désirée.<sup>98</sup>

Plus précisément, le processus de fabrication est le suivant : dans un premier temps, un rouleau d'approvisionnement permet d'aplatir la poudre métallique. Puis un puissant laser provoque la fusion

<sup>96</sup> Centre national d'innovation et de formation des prothésistes dentaires, « Guide de la CFAO dentaire ».

<sup>97</sup> Wu, Li, et Zhang, « Use of intraoral scanning and 3-dimensional printing in the fabrication of a removable partial denture for a patient with limited mouth opening ».

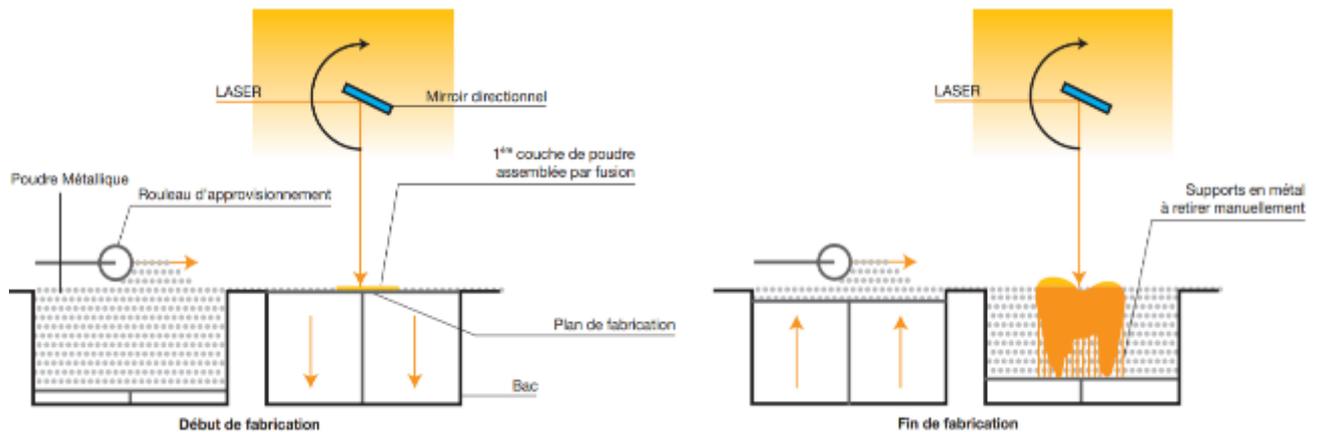
<sup>98</sup> Abduo, Lyons, et Bennamoun, « Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics : a review of the available streams ».

sélective de la première couche de poudre métallique. La sélection des régions où le métal doit être fusionné ou fritté est réalisée en accord avec la conception numérique élaborée en CAO. Ce processus est réitéré plusieurs fois de manière à produire la pièce par empilement de couches successives grâce au déplacement vertical et régulier d'une plateforme.

Deux procédés peuvent être différenciés parmi les techniques de microfusion laser : le procédé de microfusion de poudre ou Selective Laser Melting (SLM) et le procédé de frittage laser ou Selective Laser Sintering (SLS). La principale différence entre les techniques SLM et SLS est que la technique SLS autorise une élévation de température atteignant la température de fusion alors que pour la technique SLM la température atteinte reste en dessous du point de fusion.

Les techniques de frittage laser et micro-fusion de poudre sont les seules techniques additives produisant directement des châssis métalliques. Dans ce cas, l'étape supplémentaire de coulée en méthode conventionnelle n'est plus nécessaire.

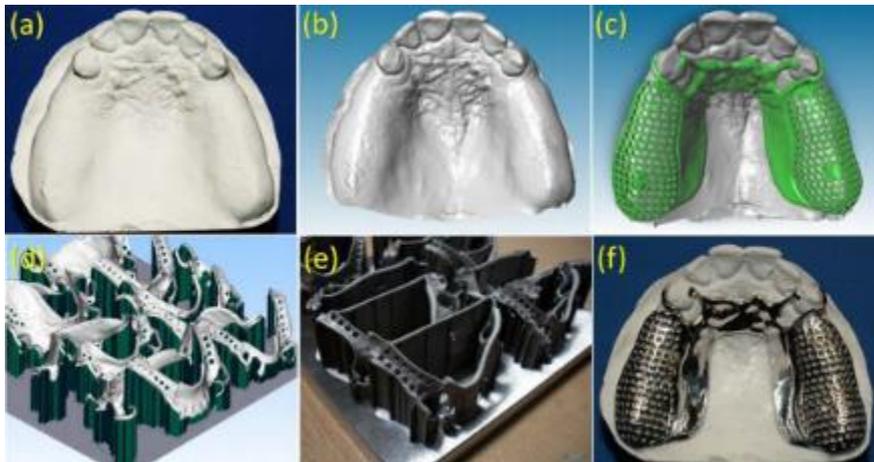
Figure 33 : Schéma du principe de la micro-fusion laser



Source : Centre national d'innovation et de formation des prothésistes dentaires, « Guide de la CFAO dentaire », 2009.

Figure 34 : Processus de fabrication d'un châssis métallique par technique de frittage laser (SLS)

(a) : Modèle en plâtre de l'arcade partiellement édentée, (b) modèle virtuel 3D après numérisation, (c) CAO du châssis, (d) plateforme numérique contenant les châssis, (e) : châssis produits par FAO, (f) : châssis final visualisé sur le modèle en plâtre.



Source : Alageel et al., « Removable partial denture alloys processed by laser-sintering technique », 2018.

Un avantage de la technique SLS est qu'elle offre la possibilité de réaliser des réparations en cas de fracture.<sup>99</sup>

Pour la technique SLM, il s'agit d'une technique de choix pour la production directe des châssis métalliques en cobalt-chrome. Ce processus de fabrication est facilement reproductible avec en prime une grande précision.<sup>100</sup>

Un inconvénient à cette technique vient néanmoins de l'accumulation des couches de matériaux qui entraîne un « effet de marche » et une surface rugueuse du châssis produit.<sup>101</sup> Cet état de surface poreux du métal est dû à une fusion incomplète du métal, puisque la température de ce procédé n'atteint pas la température de fusion du métal. Cela entraîne aussi une diminution de la résistance mécanique des pièces fabriquées.<sup>102</sup> Enfin, l'état de surface rugueux rend indispensable la réalisation

---

<sup>99</sup> Alageel et al., « Removable partial denture alloys processed by laser-sintering technique ».

<sup>100</sup> Abduo, Lyons, et Bennamoun, « Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics : a review of the available streams » ; Vandenbroucke et Kruth, « Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts ».

<sup>101</sup> Fajri et al., « Apport du numérique à la prothèse amovible partielle à infrastructure métallique ».

<sup>102</sup> Olmos, « Etude du frittage de poudres par microtomographie in situ et modélisation discrète ».

d'une dernière étape pour la finition du châssis. Cette dernière étape consiste en une cuisson de l'élément prothétique dans un four à température élevée du modèle.<sup>103</sup>

Figure 35 : Photo illustrant l'aspect rugueux de la surface d'un châssis brut réalisé par micro-fusion (SLM)



Source : Ohkubo, Sato, Nishiyama et Suzuki, « Titanium removable denture based on a one-metal rehabilitation concept », 2017.

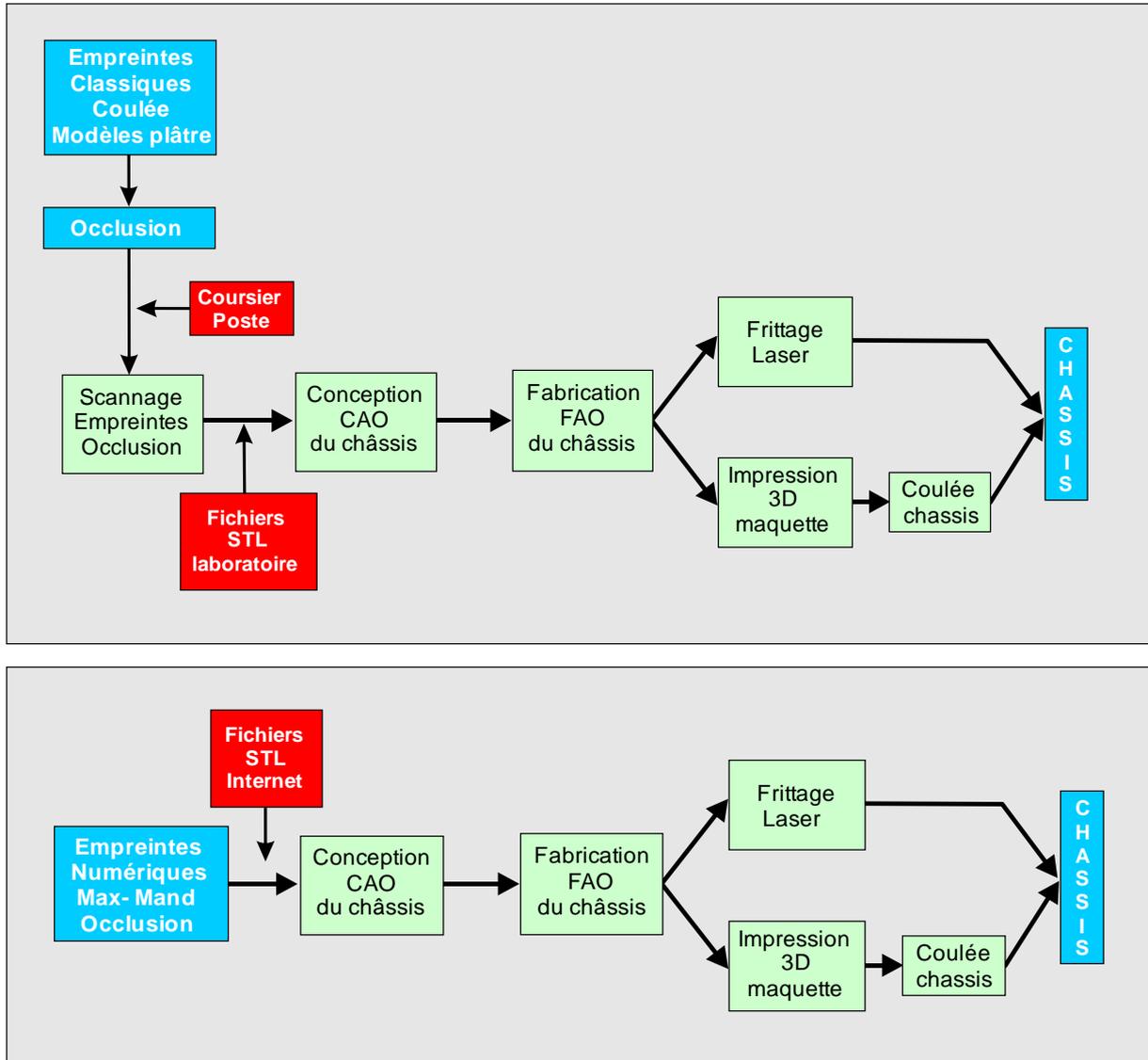
Deux principaux procédés sont donc mis en œuvre pour la réalisation d'un châssis métallique : un procédé partiellement numérique où la chaîne de CFAO est interrompue lorsque le passage par des méthodes conventionnelles s'avère nécessaire et un procédé tout numérique où la chaîne numérique de CFAO est respectée.

---

<sup>103</sup> Vandembroucke et Kruth, « Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts ».

Figure 36 : Organigrammes des deux procédés de réalisation des châssis métalliques par CFAO

En haut : réalisation partiellement numérique avec rupture de chaîne. En bas : réalisation tout numérique.



Source : Auteur, 2020.

Une fois le châssis métallique réalisé (en un temps ou deux temps), les selles et les dents prothétiques doivent encore être montées et assemblées au châssis pour former la PAP.

### 3.2.4 Montage des selles et des dents prothétiques

Dans les cas d'édentements de classe III de Kennedy, le montage des dents et des selles prothétiques s'effectue à partir d'un modèle de travail qui est produit directement par impression 3D.

En revanche, dans les situations où une empreinte de correction s'avère nécessaire (édentements mandibulaires de classe I ou II de Kennedy), il faudra un modèle de travail matérialisant l'empreinte finale. Pour cela, un modèle de travail est d'abord imprimé à partir de l'empreinte optique initiale, puis il est rebasé avec un silicone dur afin de devenir le modèle de travail définitif à partir duquel le montage sera réalisé.<sup>104</sup>

Figure 37 : Modèle de travail numérique pour le montage des selles et dents prothétiques

En haut, modèle issu de l'empreinte optique qui est utilisé pour la production du modèle de travail en vue du montage des dents et selles prothétiques. En bas à gauche, le modèle de travail produit par impression 3D et, en bas à droite, le modèle imprimé qui est rebasé à l'aide de silicone dur pour donner le modèle de travail lorsqu'une empreinte de correction est nécessaire.



Source : Baixe et al., « La prothèse partielle à châssis métallique : de l'empreinte optique à la fabrication additive », 2017.

A ce jour, seul le châssis métallique, et parfois les dents prothétiques, peuvent être réalisés par une méthode tout numérique. Lorsque les dents prothétiques sont fabriquées par FAO, une technique d'usinage est alors mise en œuvre. En revanche, la résine des selles est pressée et coulée de manière classique mais, à l'heure actuelle, elle n'est pas usinée. De même, la polymérisation et finition de la

---

<sup>104</sup> Baixe et al., « La prothèse partielle à châssis métallique : de l'empreinte optique à la fabrication additive ».

prothèse est toujours réalisée selon les techniques traditionnelles (mise en moufle, polymérisation, polissage etc...).

Une fois la PAP fabriquée, l'adaptation de la prothèse doit toujours être vérifiée. Cette vérification a lieu, d'abord sur le modèle, puis en bouche lors d'une séance clinique avec le patient. Au cours de cette séance, la PAP est insérée au niveau de l'arcade édentée du patient par le praticien. L'adaptation générale du châssis est alors observée et une attention particulière est portée au niveau des dents supports de crochets. La validation des selles est également effectuée en observant son rapport avec la muqueuse. Enfin, le praticien procède au contrôle de l'occlusion.<sup>105</sup>

Figure 38 : Prothèse sur son modèle et validation clinique de l'adaptation

A gauche, dents en résine montées sur armature au laboratoire. A droite, vue clinique après pose de la PAP en bouche.



Source : Robert et Lamy, « Utilisation d'un scanner intra-oral et d'un processus numérique pour la réalisation d'une PAP », 2020.

---

<sup>105</sup> Robert et Lamy, « Utilisation d'un scanner intra-oral et d'un processus numérique pour la réalisation d'une PAP ».

## 4 : Cas clinique : réalisation d'une PAP à châssis métallique par CFAO

---

Dans le cadre des consultations réalisées à l'hôpital Bretonneau, nous avons pu appliquer la méthode numérique de réalisation d'une PAP à châssis métallique sur un patient nécessitant une réhabilitation prothétique.

Le patient âgé de 66 ans, sans allergie connue mais avec des antécédents de pathologie cardiovasculaire, présentait un édentement de classe II div 1 de Kennedy à la mandibule qui était compensé par une PAP provisoire inadaptée. Il se plaignait de problèmes masticatoires car sa prothèse mandibulaire bougeait et il souhaitait une nouvelle prothèse qui soit définitive. Au maxillaire, il présentait une arcade complètement édentée qui était compensée par une prothèse amovible complète adaptée. La décision thérapeutique de réaliser une PAP à châssis métallique mandibulaire lui permettant d'avoir une réhabilitation esthétique et fonctionnelle a donc été prise. La prothèse mandibulaire comblant l'absence de 34,35, 36, 37, 45 et 46 a été réalisée par méthode numérique.

Dans ce but, après avoir réalisé les améloplasties au fauteuil, des empreintes primaires conventionnelles ont été prises. Une empreinte secondaire a ensuite été réalisée de manière conventionnelle à la mandibule. La RMM a été enregistrée de manière traditionnelle et les modèles en plâtres ont finalement été envoyés à l'industriel BIOTECH DENTAL pour effectuer les étapes de numérisation, de CAO et de FAO de la prothèse. Chez l'industriel, la CAO du châssis métallique a été réalisée à l'aide du logiciel « Lucy » (CIRCLE). Le procédé de fabrication a fait appel à une technique de stéréolithographie pour la réalisation d'une maquette du châssis en résine qui a été par la suite coulée de manière conventionnelle afin de produire le châssis métallique.

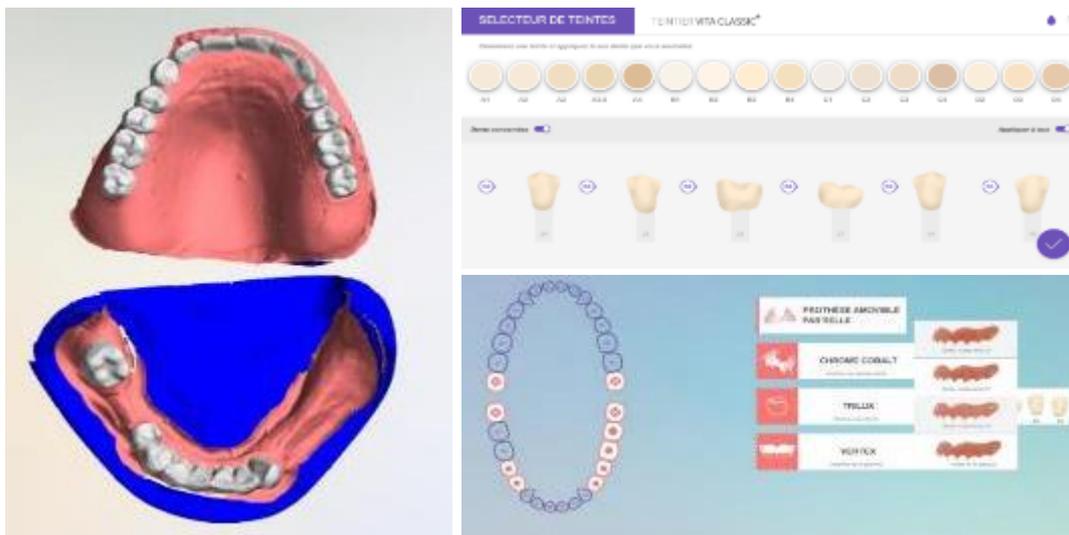
Figure 39 : Modèles en plâtre maxillaire et mandibulaire de la situation clinique



Source : Auteur, 2020.

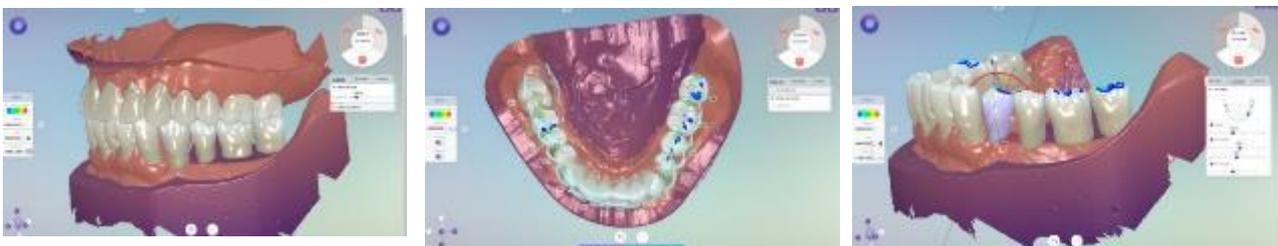
Pour ce cas clinique, les grandes étapes de CAO qui ont été mises en oeuvre à l'aide du logiciel «Lucy» sont iconographiées ci-dessous.

Figure 40 : Choix des dents prothétiques à remplacer, segmentation numérique et choix de la teinte des dents et de la gencive avec le logiciel « Lucy »



Source : Biotech Dental, Logiciel « Lucy », 2020.

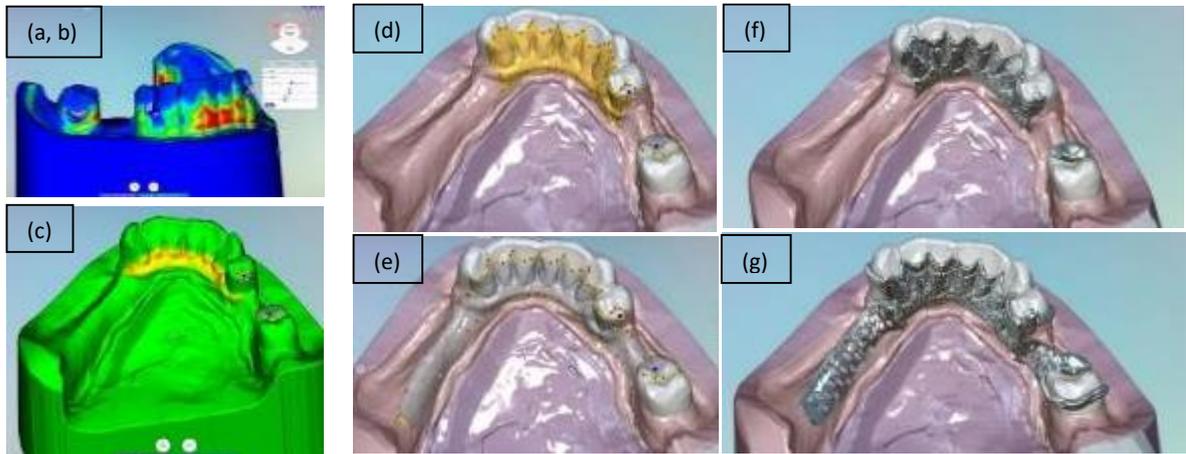
Figure 41 : Réglages des dents et de l'occlusion sur modèles numériques avec le logiciel « Lucy ».



Source : Biotech Dental, Logiciel « Lucy », 2020.

Figure 42 : Conception des éléments du châssis avec le logiciel « Lucy »

(a) : Choix de l'axe d'insertion, (b) : création des rétentions, (c) : création des décharges parodontales, (d) : dessin de la plaque, (e) : dessin des grilles de rétention, (f) : affichage de la plaque en métal, (g) : réunion des éléments pour former le châssis à l'aide du logiciel « Lucy ».



Source : Biotech Dental, Logiciel « Lucy », 2020.

Figure 43 : Tracé de la limite de la gencive et des collets, ajustement des collets puis finition de la résine à l'aide du logiciel « Lucy »



Source : Biotech Dental, Logiciel « Lucy », 2020.

Suite à la finition de la résine, l'étape de CAO s'achève et la mise en production est alors lancée. Après sa finition, la prothèse a finalement été réceptionnée sur son modèle.

Figure 44 : PAP sur son modèle après fabrication numérique

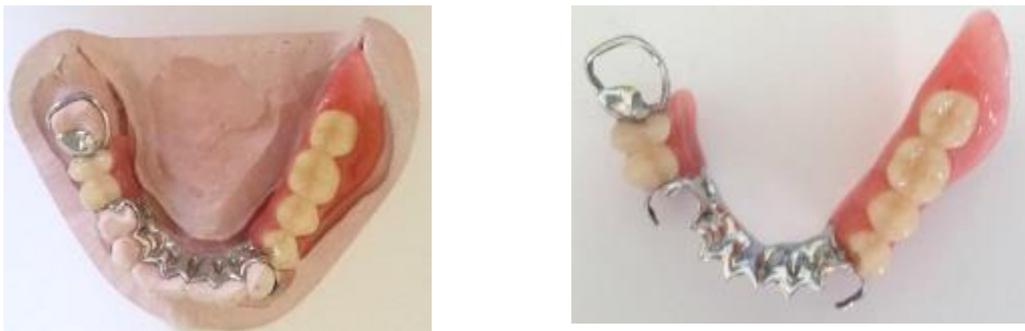


Source : Auteur, 2020.

L'adaptation de la PAP à châssis métallique a alors été vérifiée sur son modèle de travail en plâtre.

Figure 45 : Validation de l'adaptation de la prothèse sur son modèle en plâtre

A gauche, PAP positionnée sur le modèle secondaire mandibulaire. A droite, après son retrait du modèle secondaire, la PAP est prête à être posée en bouche au cours de la séance clinique avec le patient.



Source : Auteur, 2020.

L'adaptation de la PAP en bouche a été vérifiée au cours d'une séance clinique avec le patient. Compte tenu de sa bonne adaptation, de l'occlusion satisfaisante du patient et de son confort avec la prothèse, celle-ci a été posée dans la même séance.

Lors de la séance de contrôle suivante le patient s'est plaint d'une « légère gêne » ressentie au niveau du trigone rétro-molaire gauche. Après avoir vérifié l'occlusion et effectué un test au silicone dans cette région, l'intrados prothétique présentait une zone en surépaisseur de quelques millimètres entraînant une compression avec la muqueuse.

## Conclusion

---

Avec la révolution technologique actuelle en dentisterie, la chaîne de fabrication prothétique fait de plus en plus appel aux nouvelles technologies numériques.

Lorsqu'elle est appliquée à la production de prothèses dentaires, la CFAO permet de réduire voire d'éliminer de nombreux inconvénients liés aux matériaux d'empreintes conventionnels. De plus, elle permet à la fois un gain de temps et une économie de matériaux. La correction des erreurs de fabrication devient plus simple et les délais de fabrication et de livraison sont réduits. Elle apporte également un meilleur confort à la fois pour le patient, le prothésiste et le chirurgien-dentiste.

Tous ces avantages ont conduit les industriels à développer de plus en plus de systèmes de scanners optiques nécessaires à la réalisation de l'empreinte dématérialisée. Des caméras optiques intra-orales toujours plus performantes ont été mises sur le marché et l'évolution de ces dispositifs ne cesse de s'accroître.

Actuellement, l'empreinte optique montre tout son intérêt en ce qui concerne la réhabilitation prothétique de patients présentant des édentements encastrés et de faible étendue, cependant les performances des systèmes de scanner optique intra-oraux semblent aujourd'hui limitées lorsqu'il s'agit de combler des édentements de grande étendue et en extension. Dans ces situations cliniques, l'empreinte optique ne permet pas un enregistrement anatomo-fonctionnel ni la mesure des dépressibilités muqueuses.

En attendant l'avènement de nouvelles technologies, il semble donc indispensable d'optimiser encore les protocoles d'acquisition par empreintes optiques intra-orales afin de mieux répondre aux exigences cliniques requises pour la PAP. Le travail réalisé dans cette thèse souhaite ainsi apporter au chirurgien-dentiste des pistes pour cette optimisation, que ce soit par le choix raisonné des systèmes d'empreinte ou par l'amélioration de l'environnement et des chemins d'acquisition numérique.

En ce qui concerne le développement des logiciels de CAO, ceux-ci deviennent de plus en plus ergonomiques, intuitifs et perfectionnés. Cependant le chirurgien-dentiste reste l'unique maître d'œuvre de la réalisation du futur dispositif prothétique et ses connaissances comme ses compétences cliniques sont primordiales et ne sauraient être remplacées par un processus tout automatique de conception.

Enfin, l'automatisation actuelle des processus de production en FAO rend possible la réalisation numérique de châssis métalliques. Cependant, la FAO ne permet pas aujourd'hui une fabrication de la prothèse en « tout numérique » puisqu'elle nécessite un passage par des méthodes conventionnelles notamment lorsqu'il s'agit de réaliser les dents et les selles prothétiques ainsi que pour la finition de la prothèse. Ces faiblesses du numérique face aux méthodes traditionnelles apportent une autre vision face à celle plus idéaliste du « tout numérique ».

Dans les années à venir, le numérique va sans doute continuer à transformer le monde de la dentisterie et l'apport du numérique pour la réalisation de PAP n'en sera probablement que plus important. Dans ce futur, la place des compétences et de l'expérience du chirurgien-dentiste sera essentielle afin qu'il puisse évaluer et optimiser les performances des outils avec lesquels il travaille. Il paraît donc indispensable de développer son enseignement dès la formation universitaire afin de donner aux Chirurgiens-Dentistes de demain des bases solides leur permettant d'explorer au mieux ces nouveaux outils numériques dans le but d'améliorer encore la qualité des soins aux patients.

## Bibliographie

---

- Abduo, J., K. Lyons, et M. Bennamoun. « Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics : a review of the available streams ». *International journal of dentistry* 2014, n° 1 (2014): 1-15. doi:10.1155/2014/783948.
- Ahlholm, P., K. Sipilä, P. Vallittu, M. Jakonen, et U. Kotiranta. « Digital versus conventional impressions in fixed prosthodontics : a review ». *Journal of prosthodontics* 27, n° 1 (2018): 35-41. doi:10.1111/jopr.12527.
- Alageel, O., M.-N. Abdallah, A. Alsheghri, J. Song, E. Caron, et F. Tamimi. « Removable partial denture alloys processed by laser-sintering technique ». *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials* 106, n° 3 (2018): 1174-85. doi:10.1002/jbm.b.33929.
- Ali, A. O. « Accuracy of digital impressions achieved from five different digital impression systems ». *Dentistry* 05, n° 05 (2015): 1000300. doi:10.4172/2161-1122.1000300.
- Baixe, S., E. Pilavyan, P. Kress, C. Taddei, et O. Etienne. « La prothèse partielle à châssis métallique : de l’empreinte optique à la fabrication additive ». *Réalités cliniques* 28, n° 1 (2017): 45-55.
- Bilgin, M. S., E. N. Baytaroglu, A. Erdem, et E. Dilber. « A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication ». *European journal of dentistry* 10, n° 2 (2016): 286-91. doi:10.4103/1305-7456.178304.
- Boucharlat, G. « Dispositifs à transfert de charges (CCD) ». In *Techniques de l’Ingénieur*. E2530. Editions Techniques de l’Ingénieur, 2006. <https://ezproxy.u-paris.fr/login?url=https://www.techniques-ingenieur.fr/>.
- Bouta, M., H. Comallonga, B. Picart, et H. Lambert. « Prothèse maxillo-faciale et empreinte optique ». *Les cahiers de prothèse*, n° 46 (2018): 258-65.
- Carayon, D., R. Esclassan, K. Nasr, C. Willmann, O. Chabreron, B. Arcaute, et E. Noirrit. « CFAO et solutions prothétiques chez des patients à besoins spécifiques : cas cliniques ». *Tropical dental journal*, n° 162 (2018): 5-11.
- Cazier, S., et C. Moussally. « Descriptif des différents systèmes d’empreinte optique ». *Revue d’odontostomatologie* 42, n° 2 (2013): 107-18.
- Centre national d’innovation et de formation des prothésistes dentaires. « Guide de la CFAO dentaire ». *CNIFPD*, 2009. <http://www.cnifpd.fr/guidecfao>.
- Chebib, N., N. Kalberer, M. Srinivasan, S. Maniewicz, T. Perneger, et F. Müller. « Edentulous jaw impression techniques : an in vivo comparison of trueness ». *The journal of prosthetic dentistry* 121, n° 4 (2019): 623-30. doi:10.1016/j.prosdent.2018.08.016.
- Chen, Y., et G. Medioni. « Object modelling by registration of multiple range images ». *Image and vision computing* 10, n° 3 (1992): 145-55. doi:10.1016/0262-8856(92)90066-C.
- Cheyland, J.-M., I. Fouilloux, et C. Sireix. « Gestion numérique de l’occlusion en prothèse amovible partielle : montage des dents et réalisation des selles ». *Réalités cliniques* 28, n° 1 (2017): 57-63.
- Chouraqui, J.-F., et C. Moussaly. « Les différents systèmes d’empreinte optique : comment faire son choix ? » *Réalités cliniques* 26, n° 4 (2015): 283-93.
- Dehurtevent, M., L. Robberecht, et P. Béhin. « Influence of dentist experience with scan spray systems used in direct CAD/CAM impressions ». *The journal of prosthetic dentistry* 113, n° 1 (2015): 17-21. doi:10.1016/j.prosdent.2014.07.006.
- Duret, F. « Empreinte optique ». Thèse d’exercice, Université Claude Bernard Lyon 1, 1973.
- Ender, A., T. Attin, et A. Mehl. « In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions ». *The journal of prosthetic dentistry* 115, n° 3 (2016): 313-20. doi:10.1016/j.prosdent.2015.09.011.

- Ender, A., et A. Mehl. « In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions ». *Quintessence internationale* 46, n° 1 (2015): 9-17. doi:10.3290/j.qi.a32244.
- Ender, A., M. Zimmermann, et A. Mehl. « Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro ». *International journal of computerized dentistry* 22, n° 1 (2019): 11-19.
- Fajri, L., I. Afifi, N. Merzouk, et B. El Mohtarim. « Apport du numérique à la prothèse amovible partielle à infrastructure métallique ». *Stratégie prothétique* 20, n° 3 (2020): 230-41.
- Flügge, T. V., S. Schlager, K. Nelson, S. Nahles, et M. C. Metzger. « Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner ». *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 144, n° 3 (2013): 471-78. doi:10.1016/j.ajodo.2013.04.017.
- Gümüş, H. Ö., M. Dinçel, S. K. Büyük, H. İ. Kılınç, M. S. Bilgin, et M. Zortuk. « The effect of pouring time on the dimensional stability of casts made from conventional and extended-pour irreversible hydrocolloids by 3d modelling ». *Journal of dental sciences* 10, n° 3 (2015): 275-81.
- Güth, J.-F., C. Runkel, F. Beuer, M. Stimmelmayer, D. Edelhoff, et C. Keul. « Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization ». *Clinical oral investigations* 21, n° 5 (2017): 1445-55. doi:10.1007/s00784-016-1902-4.
- Hategan, S. L., T. F. Ionel, L. Goguta, A. Gavrilovici, M. L. Negrutiu, et A. Jivanescu. « Powder and powder-free intra-oral scanners : digital impression accuracy ». *Primary dental journal* 7, n° 2 (2018): 40-43. doi:10.1177/205016841800700207.
- Hong-Seok, P., et S. Chintal. « Development of high speed and high accuracy 3d dental intra oral scanner ». *Procedia engineering* 100 (2015): 1174-81. doi:10.1016/j.proeng.2015.01.481.
- Jeong, I.-D., J.-J. Lee, J.-H. Jeon, J.-H. Kim, H.-Y. Kim, et W.-C. Kim. « Accuracy of complete-arch model using an intraoral video scanner : an in vitro study ». *The journal of prosthetic dentistry* 115, n° 6 (2016): 755-59. doi:10.1016/j.prosdent.2015.11.007.
- Joullie, K., M. Julia, D. Negrel, et F. Bertrand. « Prothèses en CFAO ». *Stratégie prothétique* 11, n° 2 (2011): 97-106.
- Kim, J.-H., K.-B. Kim, S.-H. Kim, W.-C. Kim, H.-Y. Kim, et J.-H. Kim. « Quantitative evaluation of common errors in digital impression obtained by using an LED blue light in-office CAD/CAM system ». *Quintessence internationale* 46, n° 5 (2015): 401-7. doi:10.3290/j.qi.a33685.
- Kuhr, F., A. Schmidt, P. Rehmann, et B. Wöstmann. « A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients ». *Journal of dentistry*, n° 55 (2016): 68-74. doi:10.1016/j.jdent.2016.10.002.
- Kurz, M., T. Attin, et A. Mehl. « Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system ». *Clinical oral investigations* 19, n° 8 (2015): 2035-43. doi:10.1007/s00784-015-1440-5.
- Landwerlin, O., et M. Fages. « L’empreinte optique : silence on tourne ! ». *Stratégie prothétique* 14, n° 2 (2014): 115-28.
- Lo Russo, L., G. Caradonna, G. Troiano, A. Salamini, L. Guida, et D. Ciavarella. « Three-dimensional differences between intraoral scans and conventional impressions of edentulous jaws : a clinical study ». *The journal of prosthetic dentistry* 123, n° 2 (2020): 264-68. doi:10.1016/j.prosdent.2019.04.004.
- Mao, Z., K. Park, K. Lee, et X. Li. « Robust surface reconstruction of teeth from raw pointsets ». *International journal for numerical methods in biomedical engineering* 30, n° 3 (2014): 382-96. doi:10.1002/cnm.2608.
- Medina-Sotomayor, P., A. Pascual-Moscardó, et I. Camps. « Accuracy of four digital scanners according to scanning strategy in complete-arch impressions ». *Plos one* 13, n° 9 (2018): 1-14. doi:10.1371/journal.pone.0202916.
- Müller, P., A. Ender, T. Joda, et J. Katsoulis. « Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS pod scanner ». *Quintessence internationale* 47, n° 4 (2016): 343-49. doi:10.3290/j.qi.a35524.

- Oh, K. C., J.-M. Park, et H. S. Moon. « Effects of scanning strategy and scanner type on the accuracy of intraoral scans : a new approach for assessing the accuracy of scanned data ». *Journal of prosthodontics*, n° 29 (2020): 518-23. doi:10.1111/jopr.13158.
- Olmos, L. « Etude du frittage de poudres par microtomographie in situ et modélisation discrète ». Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Grenoble, 2009. [https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00521859/file/ThA\\_se\\_Luis\\_Olmos.pdf](https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00521859/file/ThA_se_Luis_Olmos.pdf).
- Patzelt, S. B. M., A. Emmanouilidi, S. Stampf, J. R. Strub, et W. Att. « Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners ». *Clinical oral investigations* 18, n° 6 (2014): 1687-94. doi:10.1007/s00784-013-1132-y.
- Patzelt, S. B. M., S. Vonau, S. Stampf, et W. Att. « Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws ». *Journal of the American dental association* 144, n° 8 (2013): 914-20. doi:10.14219/jada.archive.2013.0209.
- Pradiés, G., A. Ferreiroa, M. Özcan, B. Giménez, et F. Martínez-Rus. « Using stereophotogrammetric technology for obtaining intraoral digital impressions of implants ». *Journal of the American dental association* 145, n° 4 (2014): 338-44. doi:10.14219/jada.2013.45.
- Pradiés, G., C. Zarauz, A. Valverde, A. Ferreiroa, et F. Martínez-Rus. « Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions based on wavefront sampling technology ». *Journal of dentistry* 43, n° 2 (2015): 201-8. doi:10.1016/j.jdent.2014.12.007.
- Richert, R., A. Goujat, L. Venet, G. Viguie, S. Viennot, P. Robinson, J.-C. Farges, M. Fages, et M. Ducret. « Intraoral scanner technologies : a review to make a successful impression ». *Journal of healthcare engineering*, 2017, 8427595. doi:10.1155/2017/8427595.
- Richert, R., A. Goujat, G. Viguie, S. Viennot, et M. Ducret. « L’empreinte optique intrabuccale : de la connaissance théorique à la stratégie clinique ». *Les cahiers de prothèse*, n° 176 (2016): 32-40.
- Robert, N., et M. Lamy. « Utilisation d’un scanner intra-oral et d’un processus digital pour la réalisation d’une PAP ». *I.D. L’information dentaire* 102, n° 8/9 (2020): 6-20.
- Rudolph, H., H. Salmen, M. Moldan, K. Kuhn, V. Scharwardt, B. Wöstmann, et R. G. Luthardt. « Accuracy of intraoral and extraoral digital data acquisition for dental restorations ». *Journal of applied oral science* 24, n° 1 (2016): 85-94. doi:10.1590/1678-775720150266.
- Schimmel, M., N. Akino, M. Srinivasan, J.-G. Wittneben, B. Yilmaz, et S. Abou-Ayash. « Accuracy of intraoral scanning in completely and partially edentulous maxillary and mandibular jaws : an in vitro analysis ». *Clinical oral investigations*, 2020. doi:10.1007/s00784-020-03486-z.
- Schittly, J., et E. Schittly. *Prothèse amovible partielle : clinique et laboratoire*. 2e édition. Rueil-Malmaison : Editions CdP, 2012.
- Skiba-Tatarska, M., M. Kusa-Podkańska, A. Surtel, et J. Wysokińska-Miszczuk. « The side-effects of head and neck tumors radiotherapy ». *Polski merkuriusz lekarski* 41, n° 241 (2016): 47-49.
- Tapie, L., N. Lebon, et J.-P. Attal. « La chaîne numérique en CFAO dentaire : structuration de la chaîne de production en prothèse conjointe ». *Réalités cliniques* 26, n° 4 (2015): 263-73.
- Todorovic, A., D. Lisjak, V. Lazic, et A. Spadijer-Gostovic. « Possible errors during the optical impression procedure ». *Serbian dental journal* 57, n° 1 (2010): 30-37. doi:10.2298/SGS1001030T.
- Vandenbroucke, B., et J.-P. Kruth. « Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts ». *Rapid prototyping journal* 13, n° 4 (2007): 196-203. doi:10.1108/13552540710776142.
- Wismeijer, D., T. Joda, T. Flügge, G. Fokas, A. Tahmaseb, D. Bechelli, L. Bohner, et al. « Group 5 ITI consensus report : digital technologies ». *Clinical oral implants research* 29, n° 16 (2018): 436-42. doi:10.1111/clr.13309.
- Wu, J., Y. Li, et Y. Zhang. « Use of intraoral scanning and 3-dimensional printing in the fabrication of a removable partial denture for a patient with limited mouth opening ». *Journal of the American dental association* 148, n° 5 (2017): 338-41. doi:10.1016/j.adaj.2017.01.022.

## Table des figures

---

Figure 1 : Concept de la chaîne numérique en CFAO.....	4
Figure 2 : Système d'empreinte optique intra-orale Primescan™ (Dentsply Sirona) .....	6
Figure 3 : Schéma présentant le principe de mesure optique (CCD : Charge-Coupled Device).....	7
Figure 4 : Schéma des traitements numériques de données après acquisition numérique.....	8
Figure 5 : Maillage du modèle 3D virtuel obtenu après empreinte optique intra-orale .....	8
Figure 6 : Exemple d'empreintes optiques maxillaire et mandibulaire .....	9
Figure 7 : Illustration de la seconde méthode de comparaison 3D .....	12
Figure 8 : Illustration des distorsions horizontales obtenues dans les secteurs postérieurs sur des arcades dentées complètes après superpositions .....	19
Figure 9 : Illustration des déformations obtenues dans la région palatine après superposition des différentes empreintes optiques maxillaires .....	20
Figure 10 : Régions d'intérêt délimitées sur un modèle maxillaire édenté complet et déformation des bords de l'empreinte optique .....	21
Figure 11 : Cartographies 3D comparant les 4 groupes (ALG, PVS, PVSM, et TRI) .....	22
Figure 12 : Cartographies 3D représentant la distribution spatiale des écarts de justesse obtenues après superposition des acquisitions sur le modèle de référence.....	26
Figure 13 : Schémas illustrant les déplacements recommandés pour des acquisitions avec la caméra optique CEREC Omnicam de Dentsply Sirona .....	29
Figure 14 : Différents formats de systèmes d'empreinte optique .....	30
Figure 15 : Différentes tailles de caméras optiques intra-orales comparées à la taille d'une turbine dentaire .....	31
Figure 16 : Différents chemins d'acquisitions optiques .....	34
Figure 17 : Stratégies de scannage numérique sur arcade complète .....	35
Figure 18 : Stratégies de scannage numérique par quadrants (à gauche) et par sextants (à droite) ...	35
Figure 19 : Modèle en plâtre utilisé lors du protocole et sa numérisation.....	38
Figure 20 : Chemins numériques mis en oeuvre dans le protocole d'acquisition.....	39
Figure 21 : Exemple d'une modélisation 3D de préparation dentaire reconstruite selon différentes densités de maillage.....	42
Figure 22 : Châssis associé à des selles porte-empreinte pour la réalisation d'empreintes de PAP en technique McCracken et le modèle fractionné définitif correspondant .....	44
Figure 23 : Empreinte optique et modèle virtuel.....	46

Figure 24 : Positionnement semi-automatique des dents à l'aide du logiciel CAO «Lucy » .....	47
Figure 25 : Modification de la position des dents, tracé du contour de la gencive, positionnement de la ligne des collets et personnalisation de la gencive à l'aide du logiciel CAO « Lucy » .....	47
Figure 26 : Affichage dynamique des contre-dépouilles sur le modèle virtuel.....	48
Figure 27 : Modélisation virtuelle des éléments du châssis à l'aide de bibliothèque de préforme et de tracés libres .....	49
Figure 28 : Conception de l'armature d'un châssis en essayant différents gabarits proposés par le logiciel CAO.....	49
Figure 29 : Application des préformes au modèle 3D et assemblage numérique du châssis.....	50
Figure 30 : Les différentes méthodes et processus de fabrication de châssis pour prothèse amovible partielle en CFAO.....	52
Figure 31 : Exemple de maquettes de châssis usinées.....	53
Figure 32 : Schéma du principe de la stéréolithographie.....	55
Figure 33 : Schéma du principe de la micro-fusion laser .....	56
Figure 34 : Processus de fabrication d'un châssis métallique par technique de frittage laser (SLS) ....	57
Figure 35 : Photo illustrant l'aspect rugueux de la surface d'un châssis brut réalisé par micro-fusion (SLM).....	58
Figure 36 : Organigrammes des deux procédés de réalisation des châssis métalliques par CFAO .....	59
Figure 37 : Modèle de travail numérique pour le montage des selles et dents prothétiques.....	60
Figure 38 : Prothèse sur son modèle et validation clinique de l'adaptation.....	61
Figure 39 : Modèles en plâtre maxillaire et mandibulaire de la situation clinique.....	62
Figure 40 : Choix des dents prothétiques à remplacer, segmentation numérique et choix de la teinte des dents et de la gencive avec le logiciel « Lucy » .....	63
Figure 41 : Réglages des dents et de l'occlusion sur modèles numériques avec le logiciel « Lucy »....	63
Figure 42 : Conception des éléments du châssis avec le logiciel « Lucy » .....	64
Figure 43 : Tracé de la limite de la gencive et des collets, ajustement des collets puis finition de la résine à l'aide du logiciel « Lucy » .....	64
Figure 44 : PAP sur son modèle après fabrication numérique.....	65
Figure 45 : Validation de l'adaptation de la prothèse sur son modèle en pâte.....	65

## Table des tableaux

---

Tableau 1 : Mesures de justesse (moyenne $\pm$ écart-type, mm) en fonction du type d'empreinte et de la région d'intérêt analysée.....	21
Tableau 2 : Exemples d'empreintes numériques obtenues après acquisitions avec la caméra CEREC Omnicam en suivant les chemins CH1, CH2 et CH3 .....	40

# Annexes

---

## Annexe 1

### Principes d'acquisition numérique

#### La triangulation active

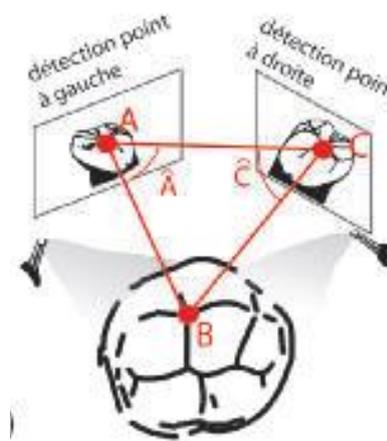
La triangulation est basée sur le calcul trigonométrique des positions des points sommets d'un triangle et de la longueur de ses côtés. <sup>106</sup>

Pour cela, les positions de deux points sommets du triangle (A et C) sont connues et correspondent aux clichés de l'objet à numériser. Ces clichés sont obligatoirement acquis à partir de deux angles de vues différents ( $\hat{A}$  et  $\hat{C}$ ) correspondant à deux positions d'un même capteur qui sont enregistrées à deux temps d'acquisition différents. <sup>107</sup> Le troisième sommet du triangle (B) correspond, quant à lui, à l'objet numérisé.

Par cette méthode, la distance à l'objet (AB ou BC) est alors calculée à partir des deux angles ( $\hat{A}$  et  $\hat{C}$ ) et de la position de chaque cliché associé dans le triangle par la formule suivante :

$$BC=AC \times \sin(\hat{A}) / \sin(\hat{A} + \hat{C})$$
 <sup>108</sup>

Schéma présentant le principe de triangulation.



Source : Richert et al., L'empreinte optique intrabuccale : de la connaissance théorique à la stratégie clinique, 2016.

---

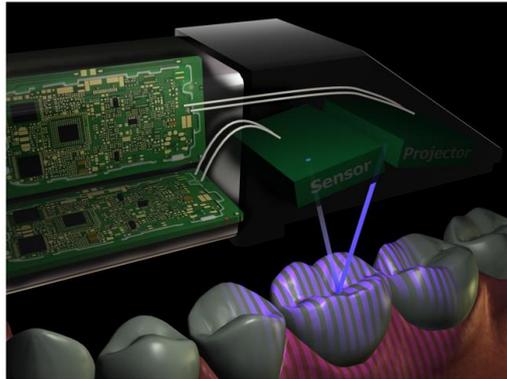
<sup>106</sup> Richert et al., « L'empreinte optique intrabuccale : de la connaissance théorique à la stratégie clinique ».

<sup>107</sup> Ibid.

<sup>108</sup> Ibid.

On parle de triangulation active lorsqu'un motif lumineux est projeté sur la région à numériser. Le volume 3D de l'objet numérisé est alors reconstruit à partir de l'écart mesuré entre les rayons réfléchis par sa surface et les rayons incidents formés par le motif lumineux.<sup>109</sup>

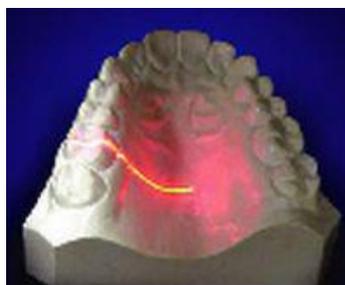
Illustration du principe de triangulation active, exemple de la caméra Omnicam de Dentsply Sirona.



Source : Wicher, et al., « Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology », 2012.

Les systèmes d'empreinte intra-oraux actuels ne mettent plus en œuvre la projection d'un point ou d'une ligne lumineuse car cela entraîne un temps d'acquisition beaucoup trop long et contraignant pour le patient. En revanche les scanner de laboratoires qui réalisent une numérisation extra-orale utilisent encore la projection de ce type de ligne lumineuse pour effectuer une numérisation par triangulation des arcades dentaires.

Numérisation d'un modèle en plâtre d'arcade maxillaire par un scanner de laboratoire.



Source : Centre national d'innovation et de formation des prothésistes dentaires, « Fabrication additive dans le secteur dentaire », 2010.

---

<sup>109</sup> Hong-Seok et Chintal, « Development of high speed and high accuracy 3d dental intra oral scanner ».

Avec ce procédé des erreurs de numérisation peuvent apparaître lorsque des contre-dépouilles ou des cavités trop profondes sont présentes. Ces erreurs sont causées par la formation de zones d'ombre au niveau des surfaces scannées et par des positions défavorables des éléments du système optique (émetteurs et récepteurs).

### La tomographie optique de cohérence

Ce procédé d'acquisition est basé sur le principe d'interférométrie qui consiste à mesurer l'interférence lumineuse entre deux réseaux projetés sur un objet ou encore la mesure du déphasage obtenu entre deux ondes lumineuses. Cette interférence est mesurée à partir de la méthode du moiré.

<sup>110</sup> Elle permet de déduire les coordonnées spatiales de chaque point constituant les surfaces scannées. <sup>111</sup>

Deux méthodes d'interférométries peuvent être distinguées :

- *La profilométrie par codage de phase ou « phase shifting »*

Deux faisceaux laser parallèles sont émis avec une même fréquence via des fibres optiques sur la surface de l'objet à numériser. Ces faisceaux lumineux, une fois au contact de la surface, vont faire apparaître des zones d'intensités lumineuses maximales et minimales voire nulles, et cela de manière régulière et concentrique. Ce phénomène a lieu lorsque la lumière émise est constituée d'ondes lumineuses de même fréquence. Or en superposant ces deux ondes lumineuses de même fréquence un décalage entre les phases lumineuses se forme ce qui crée des franges d'interférences. A partir de cette variation de phase, la distance séparant le plan de référence de la caméra et la surface de l'objet peut être évaluée. <sup>112</sup>

---

<sup>110</sup> Duret, « Empreinte optique ».

<sup>111</sup> Richert et al., « L'empreinte optique intrabuccale : de la connaissance théorique à la stratégie clinique ».

<sup>112</sup> Landwerlin et Fages, « L'empreinte optique : silence on tourne ! »

## Franges d'interférences laser mettant en évidence le phénomène d'interférométrie



Source : Landwerlin et Fages, « L’empreinte optique : silence on tourne ! », 2014.

### - *La profilométrie chromatique*

Dans ce cas, différentes longueurs d’ondes lumineuses sont projetées sur la surface à numériser grâce au passage d’un faisceau lumineux à travers un prisme optique. Des lignes de différentes couleurs sont alors obtenues sur la surface à modéliser. Cette méthode présente comme inconvénient un temps de prise plus long et une précision moins importante des mesures réalisées.<sup>113</sup>

### La stéréophotogrammétrie

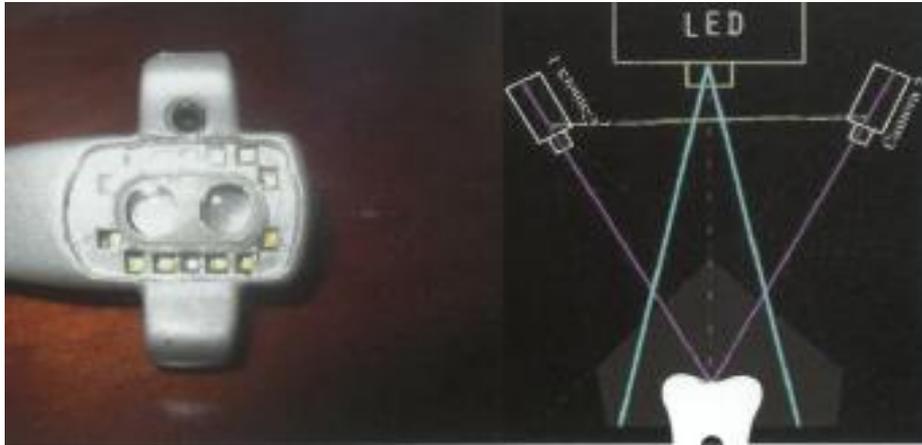
Ce procédé d’acquisition se base sur le principe de stéréoscopie optique qui est utilisé pour la vision humaine. Il s’agit de placer deux caméras séparées par une petite distance et orientées vers la surface à numériser. Les positions de chaque caméra ainsi que leurs angulations respectives sont des données fixées et connues. Les coordonnées spatiales de chaque point de la surface numérisée sont alors calculées à partir des deux images droites et gauches capturées par chacune des caméras. La position du point considéré étant légèrement décalée sur chaque image, un processus de recalage d’image permet finalement de retrouver les coordonnées exactes du point imagé.<sup>114</sup>

---

<sup>113</sup> Ibid.

<sup>114</sup> Ibid.

Caméra optique intraorale Condorscan (Condor) de F. Duret associé à la technologie d'acquisition par stéréophotogrammétrie



Source : Landwerlin et Fages, « L’empreinte optique : silence on tourne ! », 2014.

### L'imagerie confocale

Cette technique se base sur le principe de la microscopie confocale. Par cette méthode la surface de l'objet est enregistrée suite à l'émission de faisceaux lumineux monochromatique ou polychromatique focalisés. Cela est réalisé à l'aide d'un objectif constitué de plusieurs lentilles optiques permettant d'obtenir plusieurs positions de mise au point des rayons lumineux émis. Le signal lumineux réfléchi passe ensuite par un diaphragme filtrant le signal en fonction de sa longueur d'onde de manière à ne récupérer que le signal correspondant au plan focal de l'objet et donnant la position de l'objet. La plupart de ces systèmes utilisent pour cela un moteur qui permet de régler les différentes mises au point pendant l'acquisition. <sup>115</sup>

Dans le cas de l'imagerie confocale monochromatique, la source lumineuse est généralement un laser qui permet d'avoir un faisceau de longueur d'onde unique de couleur rouge, bleue ou verte.

Dans le cas de l'imagerie confocale polychromatique, la source lumineuse est une lumière blanche présentant un spectre lumineux assez large. Dans ce cas, un système optique permet de séparer les différentes longueurs d'ondes du spectre et de focaliser les rayons lumineux monochromatiques sur

---

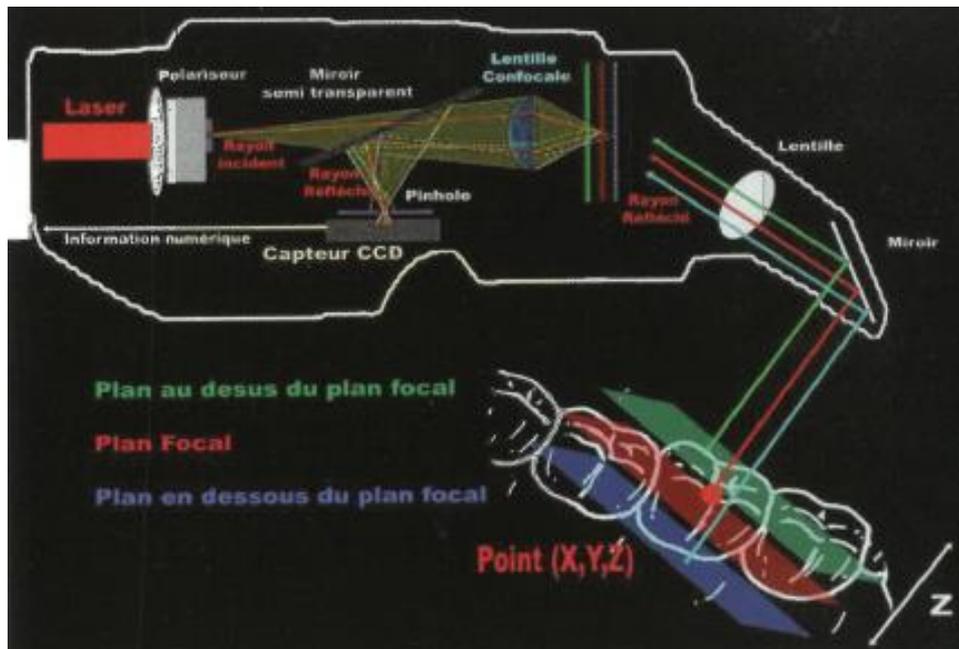
<sup>115</sup> Ibid.

l'objet scanné. Chaque faisceau constitué de longueur d'onde donnée sera alors réfléchi par l'objet et aura un angle de réfraction différent des autres.

Sur ce principe, plus la longueur d'onde sera courte (comme dans le cas de la lumière bleue) et plus le point focal sera rapproché de l'objectif. A contrario, plus la longueur d'onde sera grande (comme dans le cas de la lumière rouge) et plus le point focal sera éloigné de l'objectif.

Le diaphragme permet alors de filtrer le spectre lumineux réfléchi en ne conservant que les longueurs d'ondes situées au niveau de la zone de mise au point à la surface de l'objet. La position de l'objet est ensuite déterminée par analyse spectrale.

Principe d'acquisition par imagerie confocale parallèle : exemple du système iTero



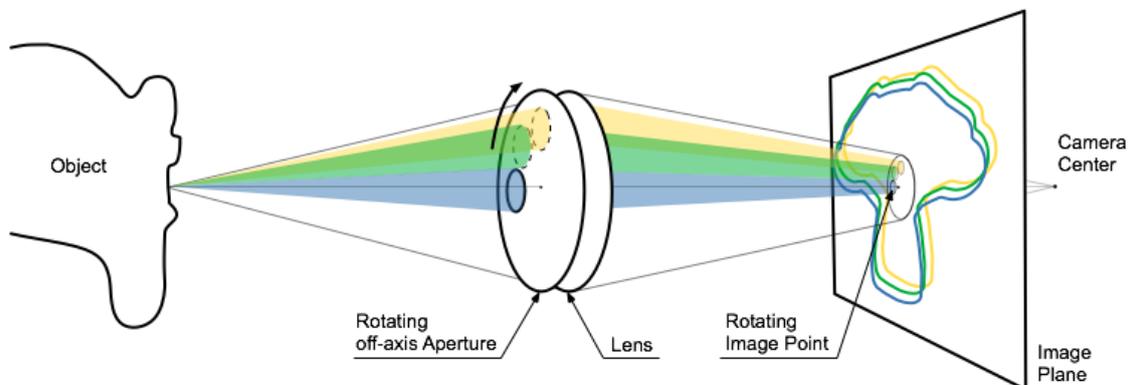
Source : Landwerlin et Fages, « L'empreinte optique : silence on tourne ! », 2014.

## La focalisation-défocalisation ou échantillonnage actif du front d'onde (Active Wavefront Sampling)

La technique de focalisation-défocalisation consiste à réaliser plusieurs captures d'images autour de l'objet à numériser. Un motif lumineux est alors projeté au travers du système optique et les différentes images sont capturées. Ces images vont être plus ou moins floues selon la valeur de la mise au point qu'aura le système lors de l'acquisition des données. L'optimisation d'un critère de similarité lié à la netteté de l'objet numérisé va alors permettre de ne conserver que les clichés apportant de l'information utile.

La distance à la surface de l'objet pourra finalement être évaluée à partir de cette sélection d'images et de la connaissance de la focale de la lentille du système. En effet, seule une prise de vue correspondant à une position commune entre le plan focal et la position de l'objet donnera une image nette.<sup>116</sup>

Schéma illustrant la technique d'échantillonnage actif de front d'onde



Source : Logozzo et al., « Recent advances in dental optics. Part I, 3D intraoral scanners for restorative dentistry », 2013.

<sup>116</sup> Hong-Seok et Chintal, « Development of high speed and high accuracy 3d dental intra oral scanner ».

Un inconvénient à cette technique d'acquisition est qu'elle autorise un « flou parasite ». Ce flou est dépendant de la sensibilité des systèmes aux artefacts de mouvement. Elle est également fortement opérateur-dépendant et nécessite donc une stabilité accrue de l'opérateur lors de l'enregistrement. <sup>117</sup>

Toutes les techniques d'acquisitions présentées ci-dessus permettent une modélisation spatiale et en trois dimensions des surfaces bucco-dentaires constituant alors les « objets » à scanners. En plus de cette modélisation, certains systèmes d'empreintes optiques autorisent une mesure colorimétrique des surfaces scannées afin de pouvoir ajouter de la couleur aux représentations 3D.

### Mesure colorimétrique

La mesure colorimétrique va en effet permettre de visualiser le modèle numérique de l'empreinte en couleur ce qui va rendre les modèles très réalistes.

C'est au cours de l'acquisition que la capture de l'information colorimétrique est réalisée simultanément à la numérisation spatiale. Pour cela, une diode de type LED ou un LASER émet un faisceau lumineux (à spectre étroit ou large) sur la surface à numériser. Une analyse spectrale du faisceau réfléchi permet par la suite de déterminer la couleur de la surface scannée afin de l'appliquer au modèle lors de la modélisation 3D.

### Types d'enregistrement

Les scanners optiques intra-oraux présentent deux types d'enregistrement des données.

- **Le « point and click » ou cliché unique** : dans ce cas un volume 3D est formé à partir de la superposition de plusieurs images qui sont enregistrées de manière successive et selon différents points de vues. <sup>118</sup> Cette méthode requiert une grande stabilité du système afin d'éviter les artefacts de mouvements lors des captures d'images successives. <sup>119</sup>

---

<sup>117</sup> Richert et al., « L'empreinte optique intrabuccale : de la connaissance théorique à la stratégie clinique ».

<sup>118</sup> Landwerlin et Fages, « L'empreinte optique : silence on tourne ! »

<sup>119</sup> Cazier et Moussally, « Descriptif des différents systèmes d'empreinte optique ».

- **Le « full motion » ou flux continu** : il s'agit d'un flux vidéo constitué d'une série d'images qui sont acquises successivement et de manière continue. Dans ce cas, un capteur CCD permet la transformation du signal optique reçu après projection d'un ensemble de lignes lumineuses sur la surface scannée. Ce flux vidéo autorise des pauses lors de l'acquisition et permet un deuxième passage de la caméra sur les régions à numériser en cas de manque suite à un premier passage. Les données du deuxième passage sont alors corrélées à celles du premier passage via différents traitements numériques de recalages des images. Ce type d'enregistrement requiert une puissance de calcul importante car le nombre d'images à traiter est élevé.<sup>120</sup>

---

<sup>120</sup> Ibid.

Le tableau ci-dessous présente les caractéristiques d'acquisition de différents systèmes d'empreinte optiques intra-orales :

Modèle de scanner	Fabricant	Technique d'acquisition	Type d'enregistrement	Couleurs réelles
Aadva iOS	GC	Stéréophotogrammétrie	Full motion	non
Apollo DI	Dentsply Sirona	Triangulation active	Full motion	non
CEREC PrimeScan	Dentsply Sirona	Microscopie confocale parallèle	Full motion	oui
CEREC bluecam	Dentsply Sirona	Triangulation active	Point and click	non
CEREC omnicam	Dentsply Sirona	Triangulation active	Full motion	oui
Condorscan	Biotech	Stéréophotogrammétrie	Full motion	oui
CS3500	Carestream	Triangulation active	Point and click	oui
CS 3600	Carestream	Stéréophotogrammétrie	Full motion	oui
DPI 3D	Dimensional Photonics International, INC	Interférométrie Laser	Point and click	non
DWIO	Dental Wings	Stéréophotogrammétrie	Full motion	non
E4D 1	E4D Technologies	Tomographie optique de cohérence + Microscopie confocale parallèle	Point and click	non
E4D Nevo	E4D Technologies	Interférométrie Laser	Full Motion	non
Emerald	Planmeca	Tomographie optique de cohérence	Full motion	oui
Intrascan	ZFX	Microscopie confocale parallèle	Full motion	non
iTero 1	Cadent	Microscopie confocale parallèle	Point and click	non
iTero2	Cadent/Align	Microscopie confocale parallèle	Full Motion	oui

iTero element	Cadent	Microscopie confocale parallèle	Full motion	non
LAVA COS	3M Espe	Focalisation- Defocalisation	Full motion	non
Lythos	Ormco	Interférométrie laser	Full motion	non
Planscan	Planmeca	Tomographie optique de cohérence et focalisation- défocalisation	Full motion	non
TRIOS	3Shape	Microscopie confocale parallèle	Full motion	non
TRIOS 3	3Shape	Microscopie confocale parallèle	Full motion	non
TRIOS 3/4 Color	3Shape	Microscopie confocale parallèle	Full motion	oui
True Definition Scanner	3M Espe	Focalisation- Defocalisation	Full motion	non

*En rose : systèmes nécessitant l'application de poudre sur les surfaces à numériser.*

Source : Auteur, d'après Centre national d'innovation et de formation des prothésistes dentaires, « Guide de la CFAO dentaire », 2009 ; Landwerlin et Fages, « L'empreinte optique : silence on tourne ! », 2014 ; Casas, « Banc d'essais 2019 : 7 scanners intra-oraux », 2019.

## Annexe 2

**Tableau présentant les caractéristiques de quelques logiciels de CAO pour la conception de châssis en PAP**

Logiciel CAO	Digistell	Dental System	Dental Wings Open System	InLab DS	Ceramill D-Flow Ceramill M-Part (marque exocad)	« Lucy »	Exocad	Silapart	Modifier
<b>Fabricant</b>	C4W / DIGILEA	3SHAPE	DENTAL WINGS	DENTSPLY SIRONA	AMANN GIRRBACH	CIRCLE	EXOCAD	SILADENT	ZIRKONZAHN
<b>Type de système</b>	Ouvert	Ouvert	Ouvert	Ouvert	Fermé Nécessite les scanners : MAP 400 MAP 400+ MAP 600	Ouvert	Ouvert	Ouvert	Fermé Nécessite les scanners : S300 S600 S900
<b>Indication</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Plaque métal</li> <li>▪ Dents</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Plaque métal</li> <li>▪ Dents</li> <li>▪ Gencive</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Plaque métal</li> <li>▪ Dents</li> <li>▪ Gencive</li> <li>▪ Contre plaque</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Plaque métal</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Plaque métal</li> <li>▪ Dents</li> <li>▪ Gencive</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Plaque métal</li> <li>▪ Dents</li> <li>▪ Gencive</li> <li>▪ Fabricant</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Plaque métal</li> <li>▪ Dents</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Plaque métal</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Plaque métal</li> <li>▪ Dents</li> <li>▪ Gencive</li> </ul>

<b>Temps moyen de conception</b>	15 mn	7 mn	15 mn	10 mn	NC	15 mn	NC	10 mn max avec reconnaissance de la trace	1 mn
<b>Options</b>	<p>Scans couleur</p> <p>Détection tracé auto</p> <p><u>Préforme</u> : mod, enr, tracés libres</p> <p><u>Ajouts</u> : couronne coulée, CIV, Télescope, Affichage de la somme de rétention de la demi-arcade</p> <p><u>Plaques palatines</u> : Renforts, Ajourage, Zones décharge</p>	<p>Scans couleur</p> <p><u>Préforme</u> : mod, enr, tracés libres</p> <p><u>Ajouts</u> : couronne coulée, CIV, Télescope, dents artificielles</p> <p><u>Plaques palatines</u> : Renforts, Ajourage, Zones décharge</p> <p>Elimination automatique sur occlusion</p>	<p>Scans couleur</p> <p><u>Préforme</u> : mod, enr, tracés libres</p> <p><u>Ajouts</u> : couronne coulée, CIV, Télescope, Contre plaque, Affichage de la somme de rétention de la demi-arcade</p> <p><u>Plaques palatines</u> : Renforts, Ajourage, Zones décharge</p> <p>Lissage automatique</p>	<p>Scans couleur</p> <p><u>Préforme</u> : non mod</p> <p><u>Ajouts</u> : couronne coulée, CIV, Télescope</p> <p><u>Plaques palatines</u> : Renforts, Ajourage, Zones décharge</p> <p>Lissage automatique</p> <p>Elimination automatique sur occlusion</p>	<p>Scans couleur</p> <p><u>Préforme</u> : mod</p> <p><u>Ajouts</u> : couronne coulée, CIV, Télescope</p> <p><u>Plaques palatines</u> : Renforts, Ajourage, Zones décharge</p> <p>Lissage automatique</p> <p>Elimination automatique sur occlusion</p>	<p>Scans couleur</p> <p><u>Préforme</u> : enr, tracés libres</p> <p><u>Plaques palatines</u> : Renforts, Ajourage, Zones décharge</p> <p>Lissage automatique</p> <p>Elimination automatique sur occlusion</p>	<p>Scans couleur</p> <p><u>Préforme</u> : mod, enr, tracés libres</p> <p><u>Ajouts</u> : couronne coulée, CIV, Télescope</p> <p>Affichage de la somme de rétention de la demi-arcade</p> <p><u>Plaques palatines</u> : Renforts, Ajourage, Zones décharge</p> <p>Lissage automatique</p>	<p>Scans couleur</p> <p>Détection tracé automatique</p> <p><u>Préforme</u> : mod, tracés libres</p> <p><u>Ajouts</u> : couronne coulée, CIV, Télescope</p> <p><u>Plaques palatines</u> : Renforts, Ajourage, Zones décharge</p> <p>Elimination automatique sur occlusion</p>	<p>Scans couleur</p> <p><u>Préforme</u> : mod, enr, tracés libres</p> <p><u>Ajouts</u> : couronne coulée, CIV, Télescope, fichiers STL</p> <p><u>Plaques palatines</u> : Renforts, Ajourage, Zones décharge</p> <p>Lissage automatique</p> <p>Elimination automatique sur occlusion</p>

	Lissage automatique Elimination automatique sur occlusion Import du montage Carte d'épaisseur Axe de symétrie		Elimination automatique sur occlusion				Elimination automatique sur occlusion		
--	---	--	---------------------------------------	--	--	--	---------------------------------------	--	--

*Système ouvert : compatible avec les scanners optiques et systèmes FAO acceptant le format de fichier STL*

*Mod. : modifiable ; enr. : enrichissable*

*Exemple de Préformes : bras de stabilisation, rétention appuis occlusaux plaques, barres bandeaux...*

Source : Auteur, d'après Guillaume et al., « Procédure CAD-PAP métallique », 2019.



Vu, le Directeur de thèse

Vu, le Doyen de l'UFR d'Odontologie - Montrouge

Professeur Olivier HÜE

Professeur Louis MAMAN

Vu, le Président d'Université de Paris

Professeur Christine CLERICI

Pour le Président et par délégation,

Le Doyen Louis MAMAN



**La prothèse amovible partielle à châssis métallique numérique :  
données actuelles**

Mike-Ely Cohen. La prothèse amovible partielle à châssis métallique numérique : données actuelles. 2021. 88 p. : ill., tabl. Réf. bibliographiques p. 69-71.

Sous la direction de M. le Professeur Olivier Hüe

Université de Paris  
UFR d'Odontologie - Montrouge  
1, rue Maurice Arnoux - 92120 Montrouge