

UNIVERSITE DE STRASBOURG
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2022

N° 59

THESE

Présentée pour le Diplôme d'État de Docteur en Chirurgie Dentaire
le 25/10/2022

par

MONSONEGO Shyrel

née le 15 décembre 1995 à MEAUX

**LES EMPREINTES OPTIQUES ET
LA SUPERPOSITION DE MODELES NUMERIQUES
EN ORTHODONTIE**

Président : Professeur MANIERE Marie-Cécile

Assesseurs : Docteur BOLENDER Yves

Docteur EHLINGER Claire

Docteur RAFFLENBEUL Frédéric

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE DE STRASBOURG

Doyen : Professeur Florent MEYER
Doyens honoraires : Professeur Maurice LEIZE
Professeur Youssef HAIKEL
Professeur Corinne TADDEI-GROSS
Professeurs émérites : Professeur Henri TENENBAUM
Professeur Anne-Marie MUSSET
Responsable des Services Administratifs : Mme Marie-Renée MASSON

Professeurs des Universités

Vincent BALL	Ingénierie Chimique, Energétique - Génie des Procédés
Agnès BLOCH-ZUPAN	Sciences Biologiques
François CLAUSS	Odontologie Pédiatrique
Jean-Luc DAVIDEAU	Parodontologie
Youssef HÄIKEL	Odontologie Conservatrice - Endodontie
Olivier HUCK	Parodontologie
Sophie JUNG	Sciences Biologiques
Marie-Cécile MANIERE	Odontologie Pédiatrique
Florent MEYER	Sciences Biologiques
Maryline MINOUX	Odontologie Conservatrice - Endodontie
Damien OFFNER	Prévention - Epidémiologie - Economie de la Santé - Odontologie Légale
Corinne TADDEI-GROSS	Prothèses
Béatrice WALTER	Prothèses
Matthieu SCHMITTBUHL	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques - Biomatériaux - Biophysique - Radiologie

Délégation (Juin 2024)

Maîtres de Conférences

Youri ARNTZ	Biophysique moléculaire
Sophie BAHI-GROSS	Chirurgie Buccale - Pathologie et Thérapeutique - Anesthésiologie et Réanimation
Yves BOLENDER	Orthopédie Dento-Faciale
Fabien BORNERT	Chirurgie Buccale - Pathologie et Thérapeutique - Anesthésiologie et Réanimation
Claire EHLINGER	Odontologie Conservatrice - Endodontie
Olivier ETIENNE	Prothèses
Gabriel FERNANDEZ	Prévention - Epidémiologie - Economie de la Santé - Odontologie Légale
DE GRADO	
Florence FIORETTI	Odontologie Conservatrice - Endodontie
Catherine-Isabelle GROS	Sciences Anatomiques et Physiologiques - Biophysique - Radiologie
Nadia LADHARI	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques - Biomatériaux - Biophysique
<i>Disponibilité (Déc. 2022)</i>	
Davide MANCINO	Odontologie Conservatrice - Endodontie
Catherine PETIT	Parodontologie
François REITZER	Odontologie Conservatrice - Endodontie
Martine SOELL	Parodontologie
Marion STRUB	Odontologie Pédiatrique
Xavier VAN BELLINGHEN	Prothèses
Delphine WAGNER	Orthopédie Dento-Faciale
Etienne WALTMANN	Prothèses

A Madame le Professeur Marie-Cécile MANIERE

Professeur des Universités

Praticien Hospitalier

Unité Fonctionnelle d'Odontologie Pédiatrique

*Merci de m'avoir fait l'honneur de présider ce jury de thèse.
Veuillez trouver ici l'expression de ma profonde reconnaissance.*

A Monsieur le Docteur Yves BOLENDER

Maître de Conférences des Universités

Praticien Hospitalier

Unité Fonctionnelle d'Orthopédie Dento-Faciale

Merci de m'avoir fait l'honneur de diriger ce travail de thèse.

*Merci pour la richesse de vos enseignements et votre implication dans notre
formation à Strasbourg.*

*Veillez trouver ici mes sincères remerciements et l'expression de ma profonde
gratitude.*

A Madame le Docteur Claire EHLINGER

Maître de Conférences des Universités

Praticien Hospitalier

Unité Fonctionnelle d'Odontologie Conservatrice – Endodontie

Merci de m'avoir fait l'honneur de participer à ce jury de thèse.

Veillez trouver ici mes sentiments respectueux.

A Monsieur le Docteur Frédéric RAFFLENBEUL

Assistant Hospitalo-Universitaire

Unité Fonctionnelle d'Orthopédie Dento-Faciale

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

*Merci pour votre implication, disponibilité et rigueur qui m'ont permis de mener à bien
tant ces travaux de thèse que mes travaux de mémoire.*

*Merci également pour les précieux enseignements et conseils pendant les trois
années d'internat.*

*Vous trouverez ici l'expression de ma profonde reconnaissance et mes sincères
remerciements.*

A mes parents. Merci pour votre inestimable soutien et vos précieux encouragements qui me guident au quotidien. J'aimerais vous exprimer toute ma gratitude et reconnaissance pour tout ce dont vous me comblez tous les jours.

A mes soeurs Elia, Tamy, Eden. A mon frère Yedidia. Mes exemples et mes modèles depuis toujours. J'aimerais être toujours entourée de votre chaleur.

A Samuel. Merci pour ton soutien, ton aide et tes relectures durant la rédaction de cette thèse. Je n'aurai pu espérer mieux que de t'avoir à mes côtés. Tu es un exemple et un modèle de conduite pour moi dans bien des domaines.

A mon beau bébé, Levi, qui illumine mes journées depuis bientôt un an.

A Aurélia, Emma, Jérémy et Aurélie. Pour cette amitié très forte dès les premiers instants, votre générosité et votre bienveillance.

A Manon, Elia et tous mes co-internes. Merci pour les conseils, le soutien et les inestimables moments de partage.

Aux Docteurs Kamm, Rousseaux, Philipides, Babayigit, Siebert, Benichou, Diop, Wagner, Kanter. Merci pour vos enseignements et votre présence à mes côtés durant ces années d'internat. Chacun de vous a contribué à rendre ma formation tant enrichissante.

A toute l'équipe de l'Unité Fonctionnelle d'Orthopédie Dento-Faciale du CHU de Strasbourg, pour vos précieux conseils et votre investissement de tous les jours.

A Karen, Jenny, Laure, Mike et les autres. C'était un réel plaisir de vous avoir à mes côtés pendant nos années d'études.

A mes amis. Pour tous les bons moments partagés.

UNIVERSITE DE STRASBOURG
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2022

N° 59

THESE

Présentée pour le Diplôme d'État de Docteur en Chirurgie Dentaire
le 25/10/2022

par

MONSONEGO Shyrel

née le 15 décembre 1995 à MEAUX

**LES EMPREINTES OPTIQUES ET
LA SUPERPOSITION DE MODELES NUMERIQUES
EN ORTHODONTIE**

Président : Professeur MANIERE Marie-Cécile

Assesseurs : Docteur BOLENDER Yves

Docteur EHLINGER Claire

Docteur RAFFLENBEUL Frédéric

Sommaire

Introduction

I. Les empreintes optiques

A. Généralités

1. Historique
2. Fonctionnement
 - a) Configuration
 - b) Systèmes de numérisation
 - c) Collection des données
3. Avantages et inconvénients

B. Paramètres influençant la précision

1. Définitions : exactitude (justesse + fidélité) et précision, *in vitro* et *in vivo*
2. L'élément numérisé et son environnement
3. L'opérateur
4. La caméra
 - a) Paramètres intrinsèques
 - b) Calibration

II. La superposition d'empreintes optiques

A. Les méthodes de superposition

1. Points ou repères (landmark based)
2. Surfaces (surface based)

B. Les zones stables décrites

1. Maxillaire
 - a) Rugae
 - b) Surface palatine étendue
 - c) Papille rétro-incisive
2. Mandibulaire

C. Précision

1. Exactitude de la superposition numérique
2. Répétabilité des techniques
3. Les causes d'imprécisions

III. Applications cliniques des empreintes optiques et de leur superposition

A. Applications diagnostiques

1. Modèles d'étude numérique (acquisition directe en bouche ou indirecte via un scanner de laboratoire)
2. Réalisation de set-ups numériques
3. Superposition d'une empreinte numérique à un CBCT

B. Applications thérapeutiques

1. Réévaluation per traitement ODF
 - a) Suivi du déplacement dentaire
 - b) Réévaluation au stade des finitions
2. Collage indirect
3. Conception d'appareils orthodontiques
 - a) Aligneurs
 - b) Multi-attaches et arcs individualisés (technique linguale)
 - c) Fils de contention

IV. Conclusion

V. Annexe

VI. Bibliographie

Table des figures

Figure 1- (1)W.Möermann et F.Duret à droite sur la photographie, en 1991. (2) Le Cerec Lemon de W.Möermann et M. Brandestini, en 1985. [5]	17
Figure 2 - Synthèse des étapes de numérisation: acquisition (a), traitement (b), post-traitement (c) et obtention d'un maître modèle virtuel (d).....	20
Figure 3 – Représentation graphique imagée de l'exactitude (en vert), en fonction de la justesse (en bleu) et de la fidélité (en jaune).....	23
Figure 4 - Tableau récapitulatif des résultats de l'étude d'Ender et Mehl qui comparent la précision des différents types d'empreintes : VSE, vinylsiloxanether ; VSES, direct vinylsiloxanether ; POE, polyether ; ALG, irreversible hydrcolloïd ; CER, Cerec Bluecam; OC, Cerec Omnicam; LAV, Lava Cos ; T-Def, True Definition Scanner ; ITE, Cadent iTero ; TRI, 3Shape Trios ; TRC, 3Shape Trios Color. [51]	24
Figure 5 - Représentation de la réfraction de la lumière sur une surface lisse (a) et sur une surface inhomogène (b).....	26
Figure 6 - Schématisation de la technique de numérisation recommandée, d'abord les faces occlusales et palatines puis les faces vestibulaires. [63].....	26
Figure 7 - Cartes colorimétriques des vues occlusales des 112 superpositions réalisées. En abscisse les 14 arcades, en ordonnée le jour de superposition.	28
Figure 8 - Illustration du « symmetrograph ». [71].....	30
Figure 9 - Exemple de superpositions céphalométriques réalisées à l'aide de téléradiographies de profil	31
Figure 10 - Schéma représentant une superposition d'arcades maxillaires basée sur des points : ici, 3 points non alignés au niveau de la papille rétro-incisive.....	32
Figure 11 - Rugae palatines observées sur un modèle numérique maxillaire et marquées de repères.	34
Figure 12 – Surfaces de superposition palatines reconnues comme étant le gold standard : (a) rectangle reliant les 2/3 mésiaux de la 3 ^{ème} ruga et la région 5mm en arrière, (b)surface incluant toutes les rugae, espacée sur les côtés de 5mm des dents et ne dépassant pas la 1 ^{ère} molaire permanente, en arrière. [92]	36
Figure 13 - Représentation des zones de superpositions des arcades mandibulaires dans l'étude de An et al. [107]	38
Figure 14 - Calcul de l'indice de Bolton sur un modèle numérique. [113]	43

Figure 15 - Superposition par surface matching d'un modèle numérique mandibulaire sur le CBCT correspondant, avant (a) et après (b) élimination du socle. [80].....	45
Figure 16 - Exemple de segmentation des dents d'une arcade maxillaire à partir d'un CBCT (a), puis simulation d'un traitement avec l'avulsion des premières prémolaires et déplacement radiculaire associé (b) et (c). [121].....	45
Figure 17 - Exemple de positionnement virtuel des attaches sur une arcade maxillaire pour un collage indirect	48
Figure 18- Exemple de conception d'une gouttière de transfert pour un collage indirect à l'arcade maxillaire	49
Figure 19 - Exemple d'intégration d'un CBCT à un modèle numérique après segmentation des dents (couronnes + racines). [125]	49
Figure 20 - 9 exemples de superposition d'empreintes optiques de début et fin de traitement d'ingression des incisives mandibulaires en technique linguale, associées à un CBCT initial. En blanc, l'état initial avant traitement et en rouge, la fin de traitement. [128].....	52

INTRODUCTION

L’empreinte optique intra-orale, bien que récemment introduite dans la pratique clinique courante, est devenue une alternative de qualité aux empreintes conventionnelles des arcades dentaires. Les systèmes de numérisation intra-oraux ont été élaborés conjointement par des chirurgiens-dentistes et des ingénieurs informatiques, dans le but d’aboutir à un modèle numérique tridimensionnel des structures enregistrées.

En plus de faire partie intégrante du dossier clinique orthodontique du patient, elle constitue un très bon outil diagnostique, thérapeutique et pédagogique. L’élaboration de modèles d’étude, la prévisualisation de set-ups, le suivi du déplacement dentaire et la conception d’appareils orthodontiques sont autant de pratiques courantes que l’orthodontiste peut mettre en œuvre grâce aux modèles numériques et à leur superposition. C’est pourquoi, sa justesse, sa fidélité et son exactitude par rapport à la situation clinique réelle doivent être excellentes, tout comme la répétabilité du système d’acquisition.

Après avoir décrit le fonctionnement de l’empreinte optique et les paramètres influençant sa précision, notre travail de thèse étudiera les différentes techniques de superposition des modèles numériques obtenus, les repères anatomiques stables de référence et la précision de ces superpositions. Enfin, nous présenterons succinctement les nombreuses applications diagnostiques et thérapeutiques des modèles numériques et de leur superposition en pratique orthodontique contemporaine.

Ce travail de thèse sera complété par une étude, menée dans le cadre d’un mémoire de spécialité en Orthopédie Dento-Faciale, qui analyse l’impact de l’état de calibration de la caméra intra-orale Trios 3 (3Shape™) sur la précision *in vivo* des modèles numériques obtenus.

I. Les empreintes optiques

A. Généralités

L'empreinte optique est née au sein d'un projet vaste et ambitieux en odontologie, celle de la Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur ou CFAO. C'est un système en trois étapes : la numérisation ou empreinte optique, la conception sur ordinateur puis la fabrication par usinage de l'élément souhaité. Nous nous intéresserons essentiellement à l'empreinte optique qui est la première étape, son historique, son fonctionnement et ses avantages.

1. Historique

Ce sont les travaux sur l'holographie élaborés par le professeur Denis Gabor dans les années 50 (1) et le développement de l'ingénierie de fabrication qui invitent les scientifiques à étudier la modélisation puis la numérisation de l'organe dentaire. L'hologramme, une représentation virtuelle d'un objet en trois dimensions, semble offrir des opportunités intéressantes pour les orthodontistes. En 1982, Charles Burstone mène une vaste étude en utilisant l'holographie, pour analyser le déplacement de l'incisive soumise à une force d'égression et pour déterminer la position de son centre de résistance (2). Néanmoins, l'holographie n'est qu'un outil de visualisation 3D et non un outil de mesure. L'hologramme dentaire montre donc rapidement ses limites et pousse les scientifiques à développer d'autres techniques permettant de modéliser la dent avec précision.

C'est en France, en 1973, que François Duret présente une thèse décrivant tous les principes de l'empreinte optique. Dix ans plus tard, il conçoit le premier système de CFAO avec un système de numérisation intra-orale par interférométrie qui permet de mesurer les objets. Ce dernier a été exposé au congrès de l'Association Dentaire Française (ADF) en 1985 (3). En parallèle, Werner Mörmann et Marco Brandestini développent le Cerec Lemon (4) (Figure 1). C'est la première chaîne de CFAO dite

« *chairside* » (au fauteuil) ou CFAO directe, signifiant que toutes les étapes de la chaîne numérique se font au cabinet. Par la suite, ces travaux ont aussi été menés aux États-Unis et au Japon, ce qui a conduit ces équipes à développer leur propre système de CFAO (5).



Figure 1- (1)W.Möermann et F.Duret à droite sur la photographie, en 1991. (2) Le Cerec Lemon de W.Möermann et M. Brandestini, en 1985. [5]

Cependant, jusqu'en 2010, les systèmes de numérisation intra-orale permettant d'obtenir des empreintes optiques directement au fauteuil, sont minoritaires par rapport aux systèmes extra-oraux, qui eux numérisent les structures suite à des empreintes conventionnelles préalables. Les systèmes de numérisation intra-orale se sont ensuite démocratisés, avec de nos jours plus d'une dizaine de scanners intra-oraux sur le marché.

2. Fonctionnement des systèmes intra-oraux

a) Configuration

Les scanners intra-oraux sont tous constitués d'une pièce à main, la caméra, dont l'extrémité émet le faisceau de lumière qui balaye les surfaces dentaires au moment de la numérisation. Elle a été conçue ainsi sur le premier scanner, le CEREC, afin de

simuler les pièces à main et contre-angles qu'utilisent couramment les chirurgiens-dentistes (4,6). Le système d'empreinte optique est constitué de quatre éléments : la source lumineuse, les capteurs, les convertisseurs et le système informatique (7).

b) Techniques de numérisation

Chaque scanner intra-oral disponible sur le marché se différencie par sa technologie de numérisation. Tous se basent sur des phénomènes de réflexion optique de la lumière, active ou passive. Il existe trois techniques principales de numérisation (8) :

- la triangulation laser
- la microscopie confocale
- l'*Active wavefront sampling*

1) [La triangulation laser](#)

La triangulation est une technique de mesure par calcul angulaire. Elle est constituée de trois éléments formant un triangle : la source lumineuse, l'objet et le capteur. La source lumineuse, un rayon laser de longueur d'onde connue, balaye la surface de l'objet scanné. Les rayons sont réfléchis sur l'objet et captés par le capteur. La position sur le capteur du rayon réfléchi permet de déterminer la position exacte de l'objet scanné (9). Plusieurs sources lumineuses peuvent être utilisées : une lumière structurée sur un point, une lumière structurée sur une ligne ou une lumière structurée à travers une grille. En CFAO dentaire, ce sont les deux dernières qui sont le plus utilisées car elles réduisent le temps de numérisation (8,10,11).

La principale limite de cette technique est qu'elle est fortement influencée par l'état de surface de l'objet scanné. En effet, un relief inhomogène va engendrer une réflexion diffuse du faisceau laser et réduira la précision de mesure (12). Pour pallier cette limite, il est possible d'homogénéiser la surface dentaire en la recouvrant par poudrage (13). Le scanner intra-oral CEREC utilisa la technologie de triangulation active, dès son lancement par Mörmann et Brandestini (10).

2) La microscopie confocale

Cette technique s'affranchit du poudrage pré-numérisation. Elle utilise la propriété optique de la focalisation : pour qu'un objet soit net, il doit se trouver dans le plan focal du système optique. La profondeur de champ du système étant connue, la distance à l'objet peut être déterminée. Un cristal conique, « *pinhole* », sélectionne les points situés dans le plan focal. Seuls ces points pourront traverser le cristal et être enregistrés numériquement par le capteur CCD (*charge coupled device*) qui est un capteur photographique basé sur un dispositif à transfert de charges. Par ailleurs, ce système a la capacité de modifier sa distance focale, pouvant ainsi numériser la totalité de la surface de l'objet. Le scanner doté de cette technologie a une capacité de 100 000 points sur 300 profondeurs différentes, séparées de 50 microns chacune. La caméra Trios de chez 3Shape utilise cette technologie (8,14).

3) L'Active wavefront sampling

Dans le but de créer un système de numérisation rapide d'une surface importante, Rohlay invente un dispositif inspiré du principe de la microscopie confocale. Celui-ci se compose d'un disque à trois trous en avant de trois capteurs, dont les trois trajets optiques résultants ne sont pas colinéaires. La lumière, focalisée sur l'un des trois trous successivement, est enregistrée par l'un des trois capteurs lorsqu'elle est d'intensité maximale, ce qui correspond à la position idéale de l'arcade par rapport au capteur. L'utilisation de faisceaux non-colinéaires permet la reconstruction instantanée, en trois dimensions, de l'objet numérisé (8,15).

g) La collection des données

De la même manière qu'une empreinte conventionnelle doit être coulée en plâtre pour être exploitée, les signaux captés avec une empreinte optique doivent être traités numériquement. Le traitement d'image a pour fonction essentielle d'allier quantité et qualité des informations recueillies, tout en respectant les données à traiter (7). Il se fait en cinq étapes :

- l'échantillonnage
- le codage

- la restauration
- l'extraction des paramètres
- la reconnaissance.

Pour simplifier, nous considèrerons 3 étapes successives : acquisition, traitement et post traitement. En effet, les données acquises à la sortie de la numérisation vont subir un traitement et un post-traitement avant de devenir le maître modèle virtuel.

A la sortie de l'acquisition, les données sont sous forme de plusieurs « nuages de points » dont le contenu numérique est un ensemble de points associés à leur coordonnées et leur propre repère dans l'espace pour chaque nuage.

Le traitement de ces données consiste à recalcr et fusionner les différents nuages, les nettoyer des points aberrants et filtrer les zones de points trop denses. Après traitement, ces données ne sont plus qu'un nuage de points unique et optimisé.

Le post-traitement a pour fonction de passer de données virtuelles d'une géométrie discrète, le nuage de point optimisé, à des données virtuelles d'une géométrie continue, le maître modèle virtuel, grâce à un logiciel de maillage de nuages de points (16).

C'est ainsi que l'on passe d'un fichier contenant des coordonnées de points (le nuage) à un fichier contenant un ensemble de facettes triangulaires planes continues dans un repère 3D (Figure 2). Le fichier obtenu est, par exemple, un fichier dit STL pour *STereoLithography* ou *Standard Tessellation Language*. Le format STL est un format standard et universel utilisé dans les systèmes ouverts, permettant d'exploiter les fichiers de systèmes de différentes marques (11,17). Par opposition, les systèmes fermés utilisent des fichiers cryptés ou propriétaires, lisibles uniquement par les équipements du fabricant. De nos jours, la plupart des dispositifs produisent des fichiers ouverts de type STL (17).

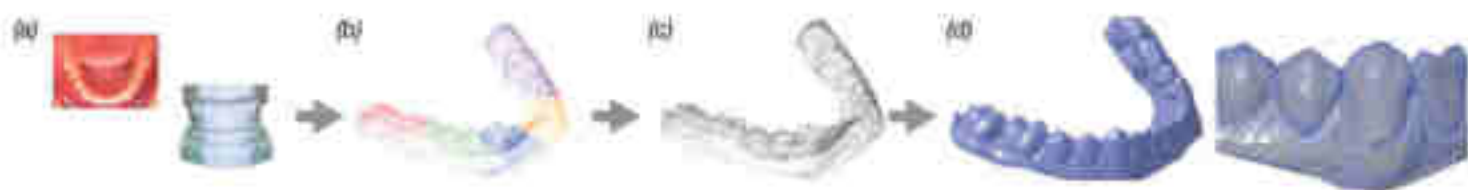


Figure 2 - Synthèse des étapes de numérisation: acquisition (a), traitement (b), post-traitement (c) et obtention d'un maître modèle virtuel (d).

3. Avantages et inconvénients

a) Avantages

L'utilisation d'un scanner intra-oral peut offrir de nombreux avantages par rapport à la réalisation d'empreintes conventionnelles :

- précision par rapport aux empreintes conventionnelles aux hydrocolloïdes irréversibles, et répétabilité (12,16,18–20)
- confort du patient (17,19,21–33)
- stockage virtuel des modèles, et non plus physique, ainsi qu'absence d'altération physique de l'empreinte ou du modèle en plâtre (17,21–23,34–42)
- réduction du temps de traitement des empreintes et de préparation des modèles (19,21,23,29,31,33–36,43–45)
- outil pédagogique vis-à-vis du patient (17,21–23,34–36,38–42,44–47)
- communication avec le prothésiste (17,22,23,36–42).

b) Inconvénients

Il existe néanmoins quelques inconvénients, pouvant limiter leur généralisation à toutes les situations cliniques :

- courbe d'apprentissage de la caméra et des logiciels associés (40–42,46,46–48)
- étape parfois supplémentaire et délicate du poudrage (13)
- difficulté de numériser les limites marginales, particulièrement en cas de saignement (17,20–22,38,41,42,46–48)
- certains systèmes utilisent uniquement des fichiers fermés (17)
- risque de perte des données informatiques
- coût élevé d'acquisition du dispositif, variant entre 15000 et 35000 euros, de la maintenance de l'appareil et des mises à jour des logiciels (17,20,22).

L'introduction et l'adoption d'une nouvelle technologie ne doit cependant pas se faire au détriment de la précision, élément clé recherché dans les empreintes, qu'elles soient optiques ou conventionnelles. Or, certains des inconvénients de l'empreinte

optique, tel que la courbe d'apprentissage, peuvent avoir un impact sur la qualité et la précision du modèle obtenu. Nous allons donc aborder les paramètres directement liés à la précision des empreintes optiques.

B. Paramètres influençant la précision

1. Définitions

Plusieurs termes sont employés, parfois à tort, pour évoquer la notion de précision. Il est nécessaire de distinguer chacun de ces termes afin de savoir décrypter les données techniques et commerciales des scanners intra-oraux.

L'Organisation internationale de normalisation (ISO) définit l'exactitude d'une méthode de mesure comme une combinaison des paramètres de justesse et de fidélité (49). Selon la norme ISO 5725-1, l'exactitude correspond à l'étroitesse de l'accord entre le résultat d'essai et la valeur de référence acceptée.

Elle regroupe donc :

- La justesse, qui se réfère à l'étroitesse de l'accord entre la moyenne arithmétique d'un grand nombre de résultats d'essai et la valeur de référence vraie ou acceptée (49).
- La fidélité, qui se réfère à l'étroitesse de l'accord entre les résultats d'essai (49).

En d'autres termes, un système est juste lorsqu'il donne des résultats qui peuvent se rapprocher de la valeur vraie. Un système est fidèle lorsqu'il donne des résultats identiques pour une même valeur vraie mesurée. Un système est exact lorsqu'il donne toujours la valeur vraie (20,21,23,24,50) (Figure 3). Dans le langage courant, nous avons assimilé la notion d'exactitude au terme « précision ».

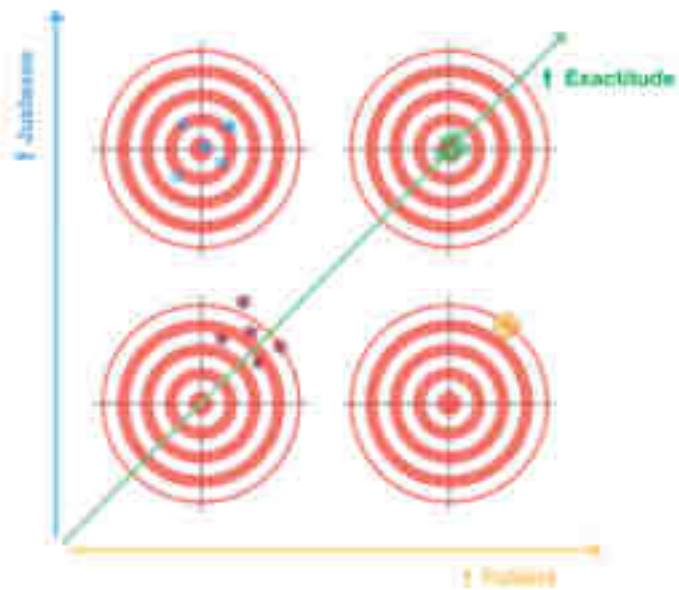


Figure 3 – Représentation graphique imagée de l'exactitude (en vert), en fonction de la justesse (en bleu) et de la fidélité (en jaune).

2. Précision des scanners intra-oraux et comparaison avec les empreintes conventionnelles

Bien que les études concluent favorablement sur la précision et la répétabilité des empreintes optiques pour un usage courant en odontologie, elles ne démontrent pas moins que la plus haute précision est obtenue par des empreintes conventionnelles en polyether ou en vinsiloxane, qui est de moins de $20\mu\text{m}$ (16,51). En effet, les empreintes optiques présentent une meilleure précision uniquement par rapport aux empreintes conventionnelles aux hydrocolloïdes irréversibles (alginate), $50\mu\text{m}$ contre $150\mu\text{m}$ environ, respectivement.

Par ailleurs, la précision des empreintes optiques varie selon le modèle et le fabricant du scanner intra-oral utilisé. Ender et Mehl (51), en 2016, ont réalisé une étude pour comparer les précisions des différents types d'empreintes, qu'ils résument dans le tableau suivant (Figure 4):

Table 3. Precision of conventional and digital impression (μm)

Characteristic	Mean (SD)	Median	95% Confidence		
			Interval	Minimum	Maximum
VSE	17.7 (5.1)	17.5	14.6, 20.2	10.0	28.0
VSES	18.3 (8.8)	18.0	16.1, 20.5	19.0	23.0
VSES-dig	36.7 (3.8)	35.5	34.0, 39.4	32.0	42.5
POE	34.9 (8.8)	35.0	29.6, 40.2	19.0	54.0
ALG	162.2 (71.3)	146.5	122.7, 201.7	84.0	337.1
CER	56.4 (15.4)	53.5	47.9, 64.9	35.7	86.4
OC	48.6 (11.6)	45.5	42.2, 55.0	34.3	72.0
LAV	82.8 (39.3)	76.5	61.0, 104.6	37.0	170.5
T-Def	59.7 (29.4)	52.4	43.4, 76.0	24.9	120.1
ITE	68.1 (18.9)	65.9	57.6, 78.6	39.2	103.9
TRI	47.5 (21.4)	41.9	35.7, 59.4	25.5	89.3
TRC	42.9 (20.4)	41.1	31.6, 54.2	25.2	105.7

Figure 4 - Tableau récapitulatif des résultats de l'étude d'Ender et Mehl qui comparent la précision des différents types d'empreintes : VSE, vinylsiloxanether ; VSES, direct vinylsiloxanether ; POE, polyether ; ALG, irreversible hydrocolloid ; CER, Cerec Bluecam ; OC, Cerec Omnicam ; LAV, Lava Cos ; T-Def, True Definition Scanner ; ITE, Cadent iTero ; TRI, 3Shape Trios ; TRC, 3Shape Trios Color. [51]

Enfin les études de précision font la distinction entre les conditions *in vivo* et *in vitro*. En effet, Keul et Güth montrent qu'il existe une différence de précision entre les empreintes optiques réalisées *in vivo* et *in vitro* du fait des conditions environnementales différentes. Les empreintes prises dans des conditions *in vitro* sont plus précises que celles réalisées dans des conditions *in vivo*, avec une différence de près de $40\mu\text{m}$ (52,53).

La précision, ou exactitude, de l'empreinte optique est fonction de trois éléments que nous allons détailler : l'élément numérisé et son environnement, l'opérateur ainsi que le scanner intra-oral et ses paramètres intrinsèques.

3. L'élément numérisé et son environnement

Les scanners intra-oraux sont sensibles à l'environnement dans lequel ils se trouvent. Par exemple, la température ambiante ainsi que la température de la cavité buccale semblent faire varier la qualité des empreintes, selon une étude récente (54).

D'autres facteurs liés au patient sont identifiés, tels que : l'amplitude de l'ouverture buccale et le flux salivaire. Une petite ouverture buccale est un facteur limitant à la numérisation des zones postérieures, limite d'autant plus marquée que le volume de la caméra est important. Par ailleurs, selon Mehl et Kurz, des erreurs de mesures apparaissent en fonction de l'épaisseur du film salivaire. Il est donc recommandé de procéder à l'enregistrement dans un milieu sec (55).

L'élément numérisé aussi, selon ses caractéristiques intrinsèques, peut favoriser ou non la qualité des empreintes. L'étendue, la forme et la texture sont autant de paramètres à prendre en considération :

- plus l'étendue de l'élément numérisé est importante, plus le nombre d'imprécisions augmente, car le nombre de raccordements de segments d'empreinte par le logiciel se voit multiplié (12).
- la présence d'encombrement dentaire, sévère ou non, n'a pas d'impact sur la qualité des empreintes optiques selon des études *in vitro* (56).
- les imprécisions sont plus nombreuses dans les régions postérieures molaires, au niveau des faces vestibulaires du secteur antérieur maxillaire et au niveau des espaces proximaux (56–58).
- la morphologie dentaire et de préparation, les angles et l'état de surface influent sur la précision de l'empreinte. Des angles arrondis et des surfaces lisses augmentent la qualité de l'empreinte (12,16,51,57,59,60).
- une texture inhomogène, la présence de restaurations prothétiques métalliques ou encore la présence d'appareils orthodontiques diminue la précision des empreintes (12,16,51,61,62) (Figure 5).

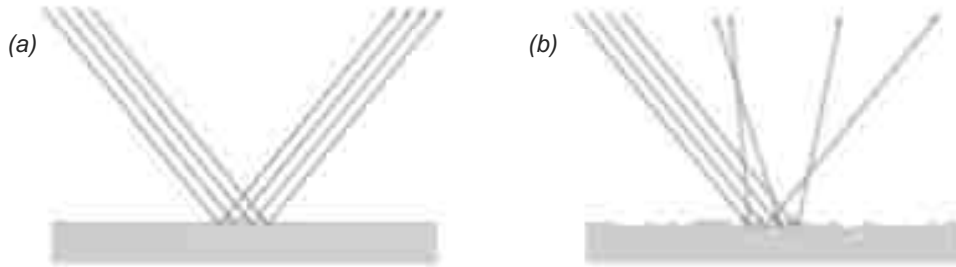


Figure 5 - Représentation de la réfraction de la lumière sur une surface lisse (a) et sur une surface inhomogène (b).

4. L'opérateur

Il existe une courbe d'apprentissage au cours de laquelle l'opérateur acquiert la dextérité nécessaire à la numérisation. Cela a un impact direct sur la qualité de l'enregistrement. Plus l'opérateur acquiert de l'expérience, meilleure sera la précision de ses empreintes (12,40,46). En outre, il améliorera son temps de numérisation.

Par ailleurs, la technique de numérisation de l'opérateur influe sur la qualité de l'empreinte. Des études confirment les recommandations des fabricants et préconisent un enregistrement en deux temps : balayer en premier les faces occlusales et palatines avec un léger va-et-vient lingual/vestibulaire dans la région incisivo-canine,



Figure 6 - Schématisation de la technique de numérisation recommandée, d'abord les faces occlusales et palatines puis les faces vestibulaires. [63]

puis revenir au point initial en passant par les faces vestibulaires (12,56,63,64) (Figure 6).

Enfin, certains systèmes, tels que Lava Ultimate de chez 3M ou Bluecam de chez CEREC, nécessitent une étape préalable de poudrage (13). Cette étape est délicate car, si sa fonction est d'améliorer la réflexion de la lumière et donc la qualité de l'empreinte, elle peut engendrer des erreurs significatives lorsque la quantité de poudre est inhomogène. C'est une étape opérateur-dépendante, qui nécessite également une courbe d'apprentissage (65). Selon Hategan, un poudrage effectué pendant plus de 6 secondes, n'est déjà plus homogène (13).

5. Le scanner intra-oral

a) Paramètres intrinsèques

La technologie de numérisation et le logiciel de traitement d'image sont des caractéristiques intrinsèques qui jouent un rôle important sur la qualité des enregistrements (66). Certaines études trouvent des différences de précision significatives entre caméras de différents fabricants, de l'ordre de 10 μ m environ (16,60,67). Cependant, d'autres études démontrent que la précision entre les différents scanners intra-oraux disponibles sur le marché est comparable (8,12,56,63,68,69). L'hétérogénéité des méthodologies des études menées peut expliquer la divergence de ces conclusions.

Toutefois, il est vrai que le moindre détail peut faire gagner en précision, par exemple le design de la pièce à main. Celui-ci diffère d'un scanner à l'autre et peut influencer la gestuelle du praticien, elle-même directement liée à la qualité de l'empreinte. De plus, lorsque la caméra est trop volumineuse, les régions postérieures sont plus difficiles à numériser (12,40).

b) Calibration

Les scanners intra-oraux sont des appareils extrêmement sensibles aux chocs et même aux vibrations, ceux-ci pouvant décalibrer la caméra sans que son opérateur s'en aperçoive. Une recalibration par le fabricant est alors nécessaire pour retrouver les paramètres optimaux de l'appareil (70). Enfin, l'arrêt de calibration par l'opérateur,

normalement recommandée de façon hebdomadaire par le fabricant, réduirait de manière statistiquement significative la précision des empreintes optiques d'environ 20 μm .

Ce paramètre a fait l'objet d'une étude à Strasbourg dans le cadre d'un travail de mémoire pour l'obtention du Diplôme d'Etudes Spécialisées en Orthopédie Dento-Faciale. L'objectif de cette étude était de rechercher l'impact de la calibration tridimensionnelle de la caméra Trios 3 sur la précision *in vivo* des empreintes optiques. Les objectifs secondaires étaient d'identifier le délai d'apparition des imprécisions et d'analyser qualitativement leur localisation.

Nous avons recruté 7 sujets volontaires sains. Après calibration initiale de la caméra, 2 empreintes optiques successives ont été réalisées des arcades maxillaires et mandibulaires à J0, puis respectivement une empreinte à J+15, J+30, J+45, J+60, J+75 et J+90 sans calibration intermédiaire. Les tissus mous ont été découpés sur les modèles numériques obtenus. Ces modèles ont été superposés deux à deux avec l'empreinte témoin (J0) à l'aide de l'algorithme de repositionnement itératif des points les plus proches (ICP) du logiciel 3DSlicer. La distance absolue moyenne entre les modèles superposés a été évaluée ainsi que 4 autres variables. Des cartes colorimétriques ont été générées pour chacune des 112 superpositions (Figure 7).

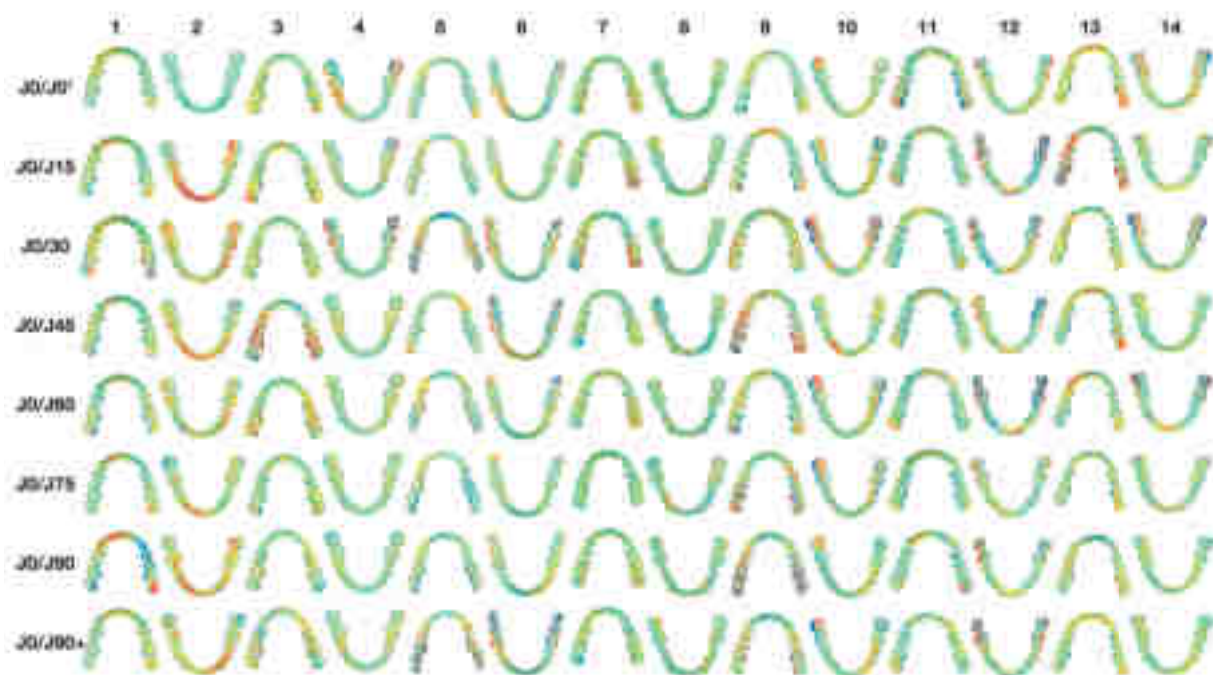


Figure 7 - Cartes colorimétriques des vues occlusales des 112 superpositions réalisées. En abscisse les 14 arcades, en ordonnée le jour de superposition.

Les résultats ont montré que la distance absolue moyenne entre les 2 modèles de J0 était de 39 μm (écart-type $\pm 8 \mu\text{m}$). La différence de distance absolue moyenne entre les superpositions témoins de J0 et les superpositions suivantes est statistiquement significative dès J+15 ($p = 0,0105$) et pour tous les autres jours de J+30 à J+90. La distance absolue moyenne atteint 53 μm (écart-type $\pm 12 \mu\text{m}$) après 3 mois sans calibration de la caméra. L'analyse qualitative des cartes colorimétriques montre une excellente concordance des superpositions sur la majorité des surfaces. Les imprécisions maximales, aussi bien négatives que positives, sont davantage présentes au niveau des secteurs postérieurs et proche des zones de découpe.

Nous avons pu conclure que des différences statistiquement significatives de la distance absolue moyenne sont apparues dès J+15 après la dernière calibration de la caméra. Néanmoins ces imprécisions n'ont pas d'impact cliniquement significatif, même à J+90.

Pour finir, les paramètres qui influencent la précision des empreintes optiques sont nombreux et doivent inciter les praticiens à accroître leur vigilance dans l'entretien, la manipulation et l'utilisation des scanners intra-oraux. Ce point est d'autant plus important, que l'une des nouvelles applications en orthodontie, la superposition de modèles numériques, peut souffrir d'un manque de précision si la chaîne numérique en amont accumule déjà des imprécisions.

II. La superposition de modèles numériques en orthodontie

La volonté de prendre des mesures sur des modèles en plâtre existait avant la Seconde Guerre Mondiale et était notamment possible avec le « symmetrograph » élaboré par Pr Korkhaus (Figure 8) (71,72).

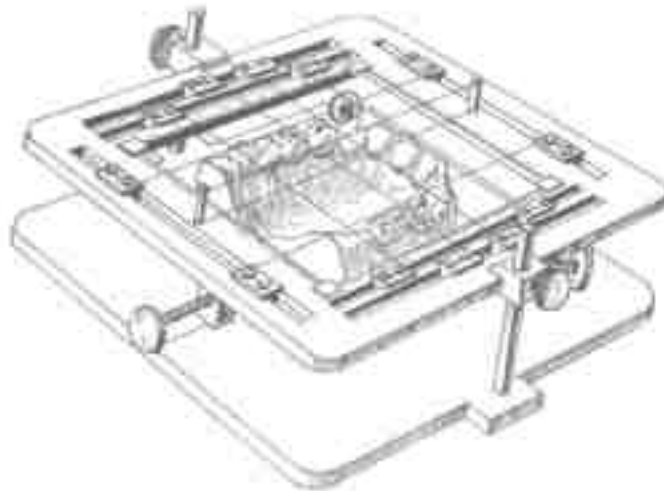


Figure 8 - Illustration du « symmetrograph ». [71]

Afin d'étudier les phénomènes de croissance et pour les mesurer, des techniques de superposition ont été développées. En 1963, Björk réalise des superpositions de radiographies dans une vaste étude sur la direction de croissance mandibulaire, en s'aidant de mini-implants métalliques (73). De nos jours, des superpositions 2D et 3D sont couramment pratiquées afin de mettre en évidence tout changement ou déplacement de structures, résultant de phénomènes de croissance, de pathologies, de traitements orthodontiques / orthopédiques ou de leur combinaison. Des structures anatomiques stables, ne se déplaçant pas au cours du temps, sont identifiées sur les deux clichés. Ainsi, un positionnement différent d'une structure autre que ces repères fixes, signale un déplacement de celle-ci, par phénomène de croissance/pathologie/traitement, qu'il est alors possible de quantifier. Principalement réalisées sur téléradiographies de profil (Figure 9), la superposition de modèles en plâtre n'était possible que de manière très limitée, en passant par des occlusogrammes (74).

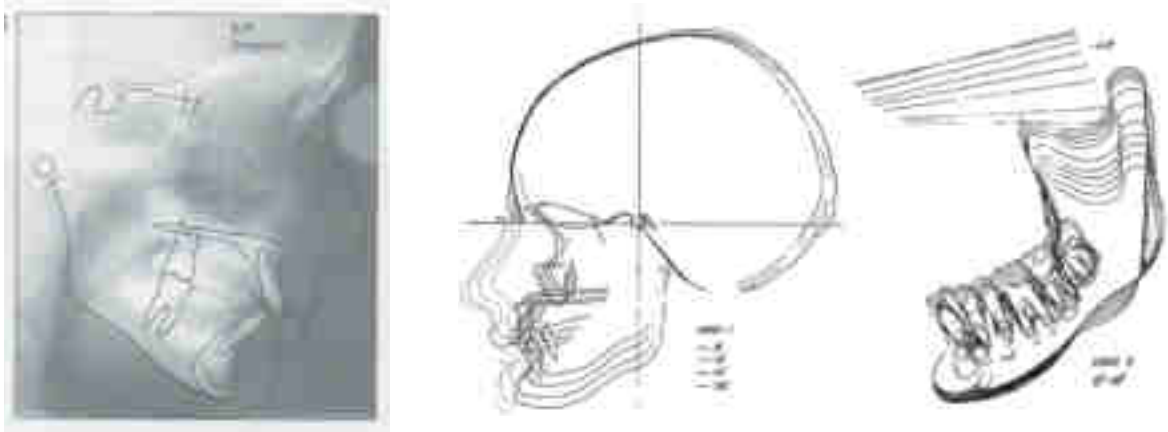


Figure 9 - Exemple de superpositions céphalométriques réalisées à l'aide de téléradiographies de profil

Les innovations technologiques permettent aujourd'hui de superposer facilement des modèles virtuels, selon différentes techniques.

A. Les méthodes de superposition de modèles numériques

Il existe deux méthodes principales de superposition de modèles numériques, variant selon le type de référence stable sélectionnée. La première est une technique de positionnement manuel de points ou de repères stables, servant de référence pour la superposition des modèles. La seconde est une technique basée sur la sélection d'une surface / zone stable sur le modèle initial, qu'un algorithme fait correspondre avec la zone correspondante sur le modèle à superposer (75).

1. Point ou repère

La méthode de superposition à l'aide de points anatomiques stables (*landmark based*) est inspirée des techniques de superpositions originelles. C'est également selon cette méthode que le déplacement dentaire, pendant la croissance ou pendant un traitement d'orthodontie, a pu être mesuré manuellement sur des modèles en plâtre.

L'opérateur peut manipuler les modèles numériques dans les trois sens de l'espace et sélectionner manuellement des points sur le premier modèle. Ces mêmes points doivent être ensuite identifiés et sélectionnés de façon précise sur le second modèle à superposer au premier (75–78). Le nombre de points sélectionnés doit être identique sur les deux modèles (79). Ce nombre est variable dans la littérature, de 3 points seulement (76–78,80) à 12 points (81,82). Il est, par ailleurs, pertinent de choisir des repères qui soient sur des plans différents afin que la superposition soit la plus fiable et la plus reproductible possible (77). Un minimum de 3 points est nécessaire afin de décrire un repère orthonormé à 3 dimensions (x ; y ; z) : abscisses en x ; ordonnées en y ; côtes en z (83). Le logiciel fait ensuite correspondre ces points et procède ainsi à la superposition des modèles virtuels (Figure 10).

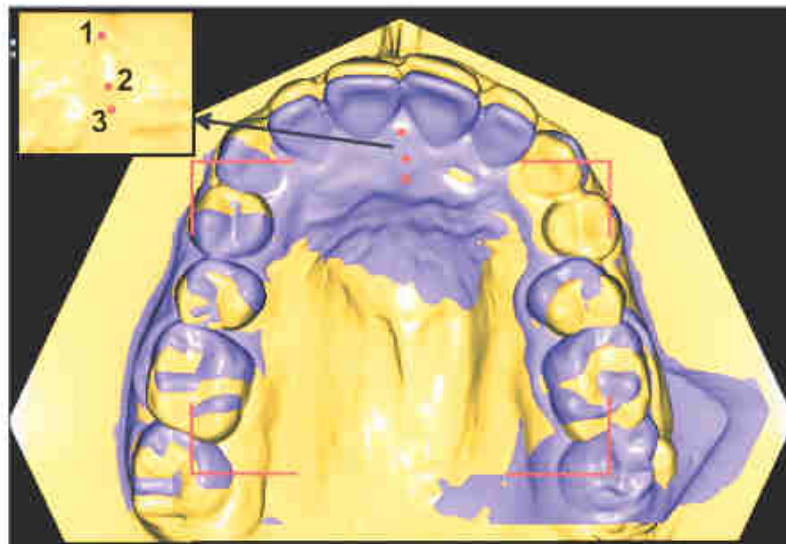


Figure 10 - Schéma représentant une superposition d'arcades maxillaires basée sur des points : ici, 3 points non alignés au niveau de la papille rétro-incisive.

2. Surface

La technique de superposition de surfaces (*surface based*), est basée sur des algorithmes mathématiques faisant correspondre les nuages de points des modèles virtuels à superposer. L'*Iterative Closest Point* (ICP) est l'algorithme le plus largement exploité pour les méthodes de superposition par *surface matching* (84,85). Il a été introduit par Besl et McKey (79), puis repris par Chen et Medioni (86), en 1992. Depuis, il a été modifié et amélioré à plusieurs reprises : Masuda et Yokoya en 1995 (87),

Bergevin *et al.* en 1996 (88) ou encore Rusinkiewicz et Levoy en 2001 (89). Cet algorithme mathématique est constitué de 3 principales étapes :

1. génération de paires de points à partir des deux nuages à superposer,
2. calcul de la transformation nécessaire des nuages pour les faire correspondre,
3. application de la transformation.

Ladite transformation est composée de rotations et de translations des modèles dans les 3 sens de l'espace. L'algorithme est ensuite recommencé à plusieurs reprises car c'est un algorithme itératif. A chaque itération, l'algorithme améliore le recalage des modèles jusqu'à obtenir une transformation optimale (84). Cette transformation est obtenue à la fin d'un nombre d'itérations fixé initialement ou d'après un critère sur la convergence de l'algorithme, telle qu'une valeur seuil de l'erreur.

L'avantage de cette technique est qu'elle s'affranchit au maximum du temps de préparation des modèles à la superposition (78). La superposition est d'autant plus rapide et précise lorsque les deux modèles présentent un minimum de différence d'orientation, car le nombre de transformations nécessaires est moindre. Ainsi, un repositionnement manuel approximatif au préalable est conseillé pour améliorer la superposition.

En pratique, la surface de superposition sélectionnée correspond soit au modèle complet soit à une partie du modèle. En effet, lorsque certains auteurs utilisent le *surface matching* sur l'intégralité du modèle numérique (78), d'autres n'exploitent qu'une partie du modèle ou de la région anatomique (80,90–92). Il existe par ailleurs une étude qui a associé à la fois la technique de superposition par points et la technique de superposition de surface, et a démontré que cette méthode était fiable (76).

Afin d'utiliser au mieux ces techniques de superposition, il est indispensable d'identifier les repères ou les surfaces stables dans le temps.

B. Les zones stables décrites

Les zones anatomiques stables disponibles sont nombreuses sur les radiographies 2D et 3D, avec les structures squelettiques de la base du crâne (93). En revanche, leur nombre est plus réduit sur les modèles numériques, du fait de leur faible étendue anatomique. Il faut distinguer les zones applicables à l'arcade maxillaire, de celles pour l'arcade mandibulaire.

1. Maxillaire

De nombreuses études ont recherché des repères anatomiques stables au maxillaire, principalement dans la région du palais antérieur, déjà identifié comme zone stable pour les superpositions de radiographies 2D et 3D. La littérature met en évidence 3 catégories :

a) Rugae palatines

Les rugae palatines sont des crêtes de tissus conjonctif irrégulières situées sur le palais antérieur, en arrière de la papille rétro-incisive, et distribuées de part et d'autre du raphé médian (Figure 11).

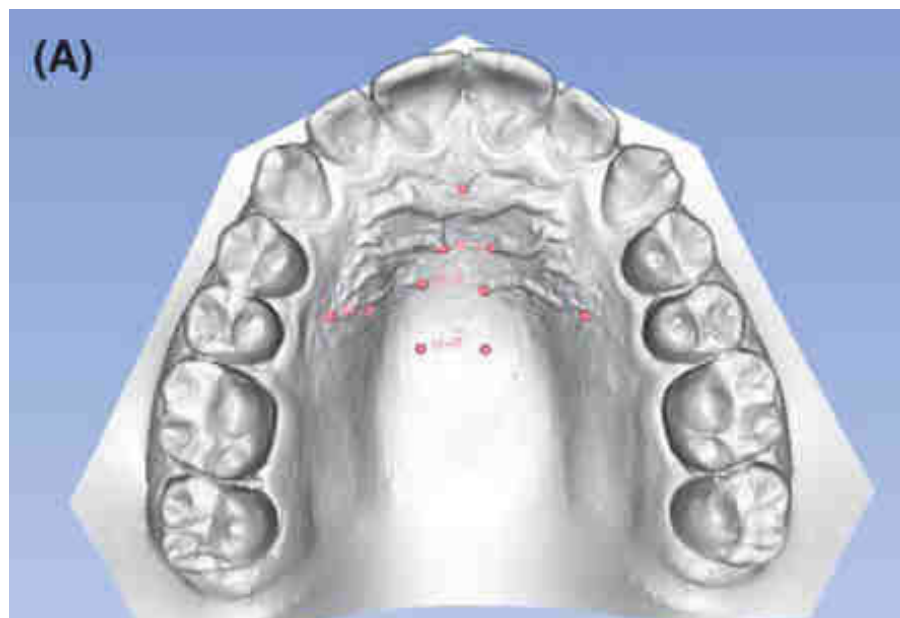


Figure 11 - Rugae palatines observées sur un modèle numérique maxillaire et marquées de repères.

En 1978, Van der Linden décrit de façon précise les modifications des rugae palatines que l'on peut observer au cours de la croissance (94). Présentes depuis la naissance,

elles augmentent légèrement de taille : de 9% à 11% chez l'enfant, entre 5 et 10 ans. Avec la croissance de la partie antérieure du palais, on observe une augmentation des distances entre les rugae, ainsi qu'un déplacement vertical (95). Toutefois, elles ne se déplacent pas en direction postérieure durant la croissance et leur orientation reste généralement inchangée, toujours selon Van der Linden (94).

Plusieurs études utilisent cette région anatomique afin de superposer des modèles numériques maxillaires, car considérées comme stables dans le temps (83,96). De nombreux auteurs se sont en effet intéressés à la stabilité de ces crêtes au cours de la croissance, après expansion rapide du maxillaire ou encore après déplacement dentaire orthodontique (94,95,97–101). Selon Almeida *et al.*, les points mésiaux des rugae palatines sont plus stables que les extrémités distales, et la 1^{ère} ruga est la plus stable après expansion maxillaire (100). Selon Christou et Kiliaridis, la 3^{ème} ruga est la plus stable verticalement (95).

Néanmoins, Ashmore (83), Van der Linden (94), Peavy (99), Almeida (100) et Bailey (101) montrent que des déplacements minimes de ces rugae sont apparus au cours du temps, chez des patients en croissance après traitement orthodontique, et nuancent de ce fait la présentation de leurs résultats. Simmons *et al.* observent également une croissance de la région antérieure du palais et démontrent une augmentation significative de la taille de la région des rugae, de l'ordre de 2mm en moyenne, dans le sens antéro-postérieur (102).

Ainsi, les rugae constituent un repère relativement stable pour les superpositions. Elles le sont davantage lorsque les modèles à superposer ont été enregistrés dans un intervalle de temps court (faible effet de la croissance) et en l'absence de déplacement dentaire important.

b) Surface palatine étendue

Une surface étendue de la voûte palatine peut également être utilisée comme zone de référence pour les superpositions de modèles numériques du maxillaire.

Plusieurs auteurs ont recours à une région en forme de champignon, de la voûte palatine incluant les extrémités mésiales de la 3^{ème} ruga en avant et se prolongeant, en arrière, le long d'une partie du raphé médian (76,82,90,103,104).

Choi *et al.* étendent davantage cette surface en incluant la totalité des rugae palatines, la papille rétro-incisive et le raphé médian. Elle est espacée, sur les côtés, d'au moins 5mm de la gencive marginale des dents postérieures et délimitée, en arrière, par une droite passant par les faces distales des premières molaires (105).

Enfin, une étude compare différentes surfaces pour la superposition de modèles et conclue que la zone choisie a un réel impact sur la qualité de celle-ci. La zone formant un rectangle, délimitée en antéro-postérieur par la 3^{ème} ruga et 5mm en arrière, et sur les côtés par les 2/3 médians de la 3^{ème} ruga bilatéralement, est la plus précise et est considéré comme le *gold standard* (Figure 12) (92,106). Par opposition, les surfaces d'étendue similaire mais qui n'incluaient pas de rugae palatine ou les surfaces beaucoup plus étendues engendraient des imprécisions pouvant dépasser 5mm (92).

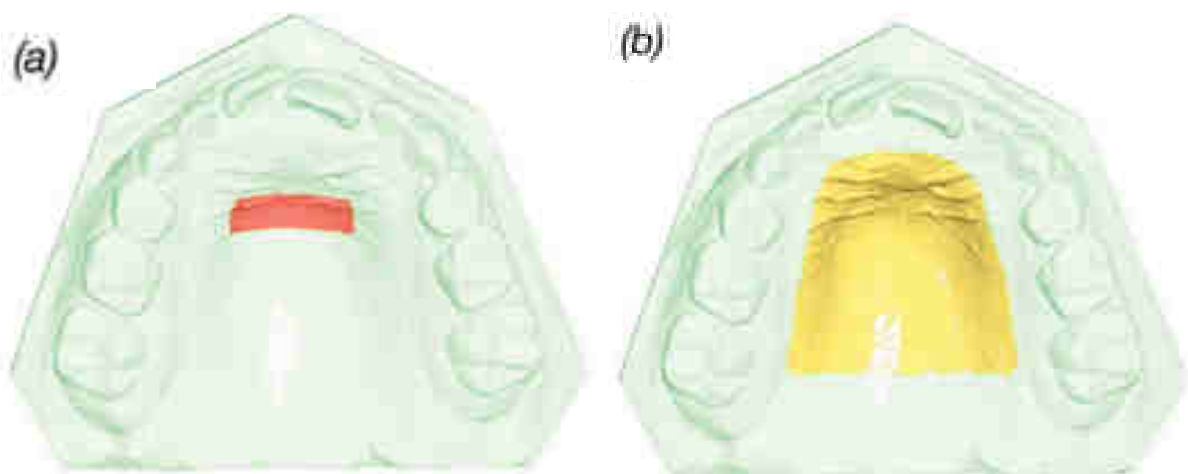


Figure 12 – Surfaces de superposition palatines reconnues comme étant le gold standard : (a) rectangle reliant les 2/3 mésiaux de la 3^{ème} ruga et la région 5mm en arrière, (b) surface incluant toutes les rugae, espacée sur les côtés de 5mm des dents et ne dépassant pas la 1^{ère} molaire permanente, en arrière. [92]

Ces résultats sont confortés par Stucki et Gkantidis, dans leur revue systématique de la littérature, qui concluent sur la stabilité des régions suivantes (75) :

1. rectangle reliant les 2/3 mésiaux de la 3^{ème} ruga et la région 5mm en arrière ;
2. région de la voûte palatine incluant toutes les rugae et délimitée, sur les côtés, d'un espace minimal de 5mm des dents postérieures et en arrière ne dépassant pas la première molaire permanente (75).

g) Papille retro-incisive

La papille retro-incisive est parfois utilisée comme repère pour les superpositions, en complément d'autres points ou d'une surface.

Vu l'hétérogénéité des résultats présents dans la littérature sur les zones de référence au maxillaire, Nalcaci *et al.* ont préféré réaliser des superpositions en sélectionnant 3 points non alignés sur la papille rétro-incisive. La précision de leurs superpositions est, selon eux, comparable à celle observée avec les méthodes conventionnelles (77). Talaat *et al.* ont choisi 3 points non alignés également, dont un sur la papille rétro-incisive et les deux autres sur le raphé médian et observent des résultats satisfaisants (78). Une revue systématique de la littérature conclue néanmoins que les preuves sur la stabilité de la papille rétro-incisive dans le temps ne sont pas suffisantes (75).

2. Mandibule

Contrairement au maxillaire, la mandibule présente moins de zones stables potentielles, du fait de son anatomie en fer à cheval et la difficulté d'enregistrer sa partie « basale » à l'aide d'une empreinte optique.

Une étude a recherché la stabilité de différentes régions au niveau de l'os alvéolaire (Figure 13) :

1. tori mandibulaires
2. surfaces vestibulaires et linguales au niveau des prémolaires et molaires, bilatéralement
3. surfaces linguales tout le long de l'arcade
4. surfaces linguales au niveau des prémolaires et molaires, bilatéralement (107).

Elle conclue que ces régions ne sont pas adaptées pour les superpositions de modèles mandibulaires de patients ayant subis des avulsions dans le cadre de leur traitement orthodontique, du fait de l'important remodelage osseux, excepté pour les tori mandibulaires. Selon Stucki et Gkantidis, des études complémentaires sont nécessaires pour conforter ces résultats (75).

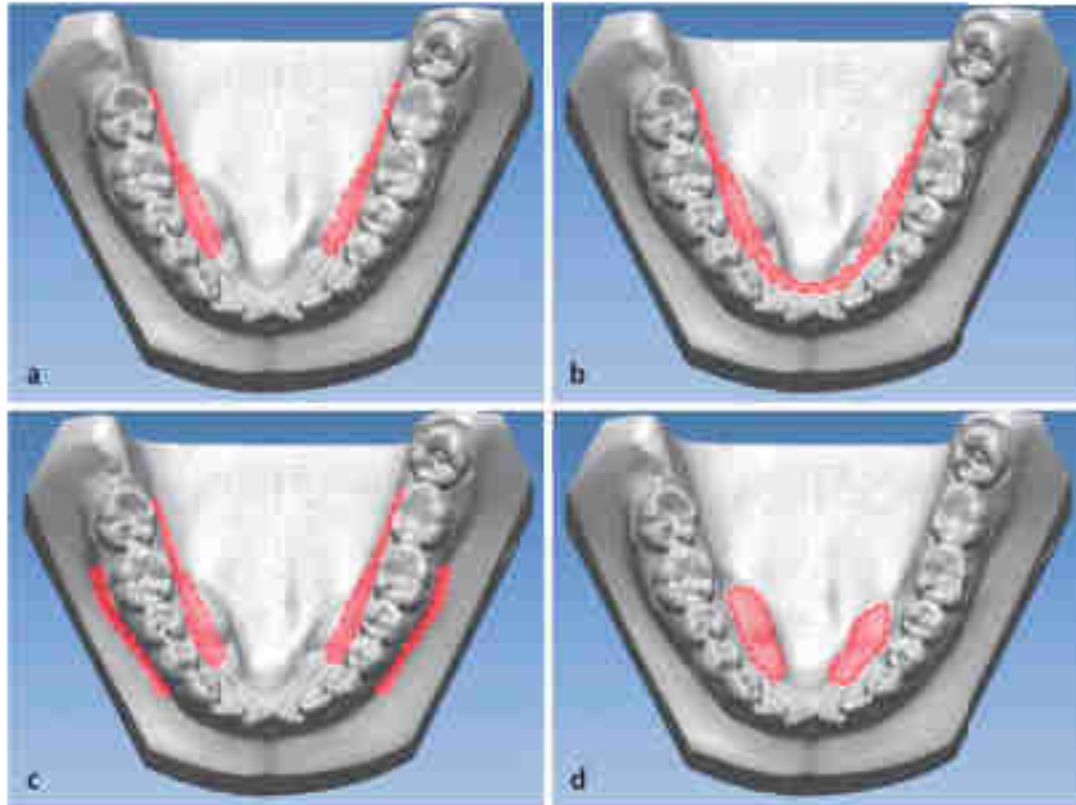


Figure 13 - Représentation des zones de superpositions des arcades mandibulaires dans l'étude de An et al. [107]

Une autre technique est décrite dans la littérature, qui parvient à recalcr deux modèles numériques mandibulaires de manière indirecte, grâce à la superposition préalable du maxillaire sur des repères stables, puis en utilisant les contacts occlusaux avec l'arcade antagoniste (108). Néanmoins, cette technique reste tributaire des repères anatomiques stables du maxillaire et n'en décrit aucun à la mandibule.

En conclusion, la littérature ne met en évidence, à ce jour, aucune zone anatomique suffisamment stable sur des modèles numériques mandibulaires pour les superposer avec précision (75). Des techniques fiables ne sont décrites que lorsque les limites anatomiques disponibles sont plus importantes, telles que les superpositions locales mandibulaires sur tomographie volumique à faisceau conique (80).

C. Précision des superpositions

1. Exactitude des superpositions

L'exactitude des superpositions est une combinaison entre la justesse et la fidélité de celle-ci. Elle est vérifiée pour un système si la superposition de 2 modèles virtuels identiques révèle un écart nul entre les deux, traduisant une concordance parfaite.

L'exactitude des superpositions de modèles numériques peut se mesurer en les comparant à un *gold standard*, telles que des superpositions de modèles issus d'un scanner extra-oral de laboratoire, car ce dernier offre une précision supérieure à tous les systèmes de numérisation intra-oraux commercialisés aujourd'hui. Cette comparaison n'est possible que dans des conditions *in vitro* car les scanners de laboratoire ne sont pas conçus pour un usage intra-oral.

L'équipe de Choi *et al.* a mené une étude sur des modèles en plâtre numérisés à l'aide du scanner de laboratoire Orapix 3D (Orapix Co Ltd, Seoul, South Korea) et a comparé des mesures réalisées sur les modèles physiques et sur leurs duplicatas virtuels superposés. Les mesures réalisées sur les modèles en plâtre ont servi de référence. Les écarts de mesure entre les deux types de modèles étaient compris entre [-0,04 ; 0,07] mm, témoignant d'une grande précision des superpositions (90).

Winkler *et al.* qui rapportent une précision des superpositions de 0,0154mm dans leur étude réalisée sur une portion d'arcade dans des conditions *in vivo* (109).

Une autre possibilité est de comparer les superpositions sur repère anatomique aux superpositions de ces mêmes modèles en utilisant des minivis transgingivales comme repères stables. Celles-ci constituent un ancrage absolu et ne se déplacent pas au cours du temps. Jang *et al.* ont procédé à cette technique et ont mesuré un écart de 0,08mm en moyenne entre les deux types de superpositions (76).

La littérature présente à ce jour des valeurs de précision *a priori* similaires pour les superpositions de modèles numériques. Toutefois les méthodes pratiquées dans ces études sont disparates et l'établissement d'un *gold standard* n'est pas toujours possible.

2. Répétabilité des techniques

Selon la norme ISO 5725-1, les tests de répétabilité sont vérifiés dans les conditions suivantes : les résultats d'essai indépendants sont obtenus par la même méthode, sur des individus d'essai identiques dans le même laboratoire, par le même opérateur, utilisant le même équipement et pendant un court intervalle de temps (110).

La répétabilité des techniques de superpositions a été calculée dans diverses études. Elle consiste à réitérer le processus de superposition un certain nombre de fois et à mettre en évidence des écarts entre les superpositions. Plus cet écart est petit, plus la répétabilité de la méthode est grande.

Le calcul des coefficients de corrélation intra-classe des superpositions est un des moyens d'évaluation de la répétabilité. C'est ce qu'ont fait Jang *et al.* qui mesurent des coefficients de 0,998 et 0,997 pour la superposition de modèles numériques sur repères anatomiques et sur minivis palatines, respectivement, témoignant d'une forte répétabilité (76). Nalcaci *et al.* trouvent également une forte répétabilité des mesures sur les superpositions, avec un coefficient proche de 1 (77).

Selon Choi *et al.*, la répétabilité des mesures sur les modèles numériques est de l'ordre de 0,01mm au niveau des 3 axes du repère (x ; y ; z) et est de 0,04 mm, 0,07 mm, et 0,08 mm au niveau des axes x-, y-, et z-, respectivement, sur les modèles en plâtre (90).

Enfin, une étude a voulu évaluer les effets du temps sur la répétabilité de la superposition de modèles numériques maxillaires d'après les approches *landmark based* et *surface based*. Les auteurs ont mesuré la répétabilité à deux intervalles de temps : 5 ans et 40 ans. Ils démontrent que les écarts sont faibles au bout de 5 ans de suivi (inférieurs à 0,5mm) et qu'ils augmentent significativement au bout de 40 ans de suivi avec des écarts supérieurs à 2mm (111). Il semblerait donc que la répétabilité des superpositions de modèles numériques soit excellente à court terme mais que la perte de stabilité des régions de superposition la fasse décroître au cours du temps.

3. Les causes d'imprécisions

Les causes d'imprécisions des superpositions peuvent s'accumuler à chaque étape du processus. Elles peuvent être liées :

- aux distorsions et modifications volumétriques des empreintes conventionnelles et de la coulée en plâtre
- aux erreurs de précision des empreintes optiques citées précédemment
- à l'algorithme de superposition (85)
- au positionnement des repères anatomiques stables de référence (112)
- au déplacement, même infime, des repères reconnus comme stables, lié à la croissance (94), au déplacement dentaire (76) ou au temps (111). Des zones anatomiques sensibles au remaniement osseux peuvent en effet induire des imprécisions de plus de 5mm lors des superpositions de modèles, en particulier lors de déplacements dentaires importants (107).

Les techniques de superposition et les zones anatomiques de référence sont diverses. Leur fiabilité et leur reproductibilité ont été démontrées dans la littérature. Il est ainsi largement possible d'y avoir recours dans le cadre du soin des patients.

III. Application clinique des empreintes optiques et de leur superposition

La précision qu'offrent les empreintes optiques et la multiplicité des méthodes pour les superposer en font des outils précieux pour le praticien, tant pour l'élaboration d'un diagnostic que pour certaines applications thérapeutiques en orthodontie.

A. Applications diagnostiques

†. Modèle d'étude numérique

La fonction première du modèle numérique en orthodontie est la réalisation du diagnostic, en complément des photographies et des radiographies (93).

Le modèle numérique est obtenu soit par l'acquisition directe en bouche à l'aide des scanners intra-oraux commercialisés pour une pratique clinique, soit par l'acquisition indirecte d'un modèle en plâtre via un scanner de laboratoire. L'exactitude de l'analyse des modèles numériques par rapport aux modèles conventionnels en plâtre, qui constituent le *gold standard*, a été vérifiée pour toutes les mesures suivantes (113,114) (Figure 14) :

- mesure du sens transversal,
- diamètre des dents,
- mesures diverses : longueur d'arcade, diastèmes, dysharmonie dent-arcades, dysharmonie dento-dentaire..,
- relation inter-arcades,
- indices occlusaux (indice PAR (*Peer Assessment Rating*) et score ABO (*American Board of Orthodontics*)).



Figure 14 - Calcul de l'indice de Bolton sur un modèle numérique. [113]

De plus, il existe une très forte corrélation entre les décisions thérapeutiques prises sur des modèles en plâtre et sur des modèles numériques selon Rheude *et al.* (114) et Whetten *et al.* (115).

Enfin, le praticien peut instantanément analyser les modèles sans passer par l'étape de coulée des empreintes (dans le cas d'une acquisition directe), les transférer aisément à un tiers, tel qu'au prothésiste, ou encore réaliser des sets-up numériques (116).

2. Réalisation de sets-up numériques

Le set-up diagnostique conventionnel, introduit par Kesling, consiste à individualiser chacune des dents et à la séparer de la base du modèle en plâtre, puis de la replacer à la place souhaitée à l'issue du traitement orthodontique (117). Le principe du set-up numérique est identique et se fait à partir d'une empreinte optique, sur des logiciels spécialisés après segmentation des dents.

L'intérêt du set-up diagnostique est de simuler une ou plusieurs options thérapeutiques pour un même patient, permettant ainsi d'identifier les avantages, les limites et l'ancrage nécessaire pour chacune des options. Cet outil permet de mieux appréhender les espaces disponibles ou, au contraire, l'encombrement présent afin

de proposer au patient la meilleure thérapeutique (118). De plus, le set-up diagnostic constitue un bon moyen de communication, à la fois pour le patient et pour le prothésiste.

Par ailleurs, la superposition du modèle numérique initial à ceux modifiés par les différents set-ups, permet une visualisation et une quantification plus aisées du déplacement dentaire nécessaire pour chaque option thérapeutique. Pour ce faire, une référence stable doit exister :

- dents ne subissant aucun déplacement
- structures palatines
- socle du modèle numérique.

La principale limite du set-up, est qu'il ne constitue qu'une prévisualisation de l'agencement des couronnes. Aucune information n'est disponible au niveau radiculaire ni au niveau des limites alvéolaires. L'introduction de l'imagerie 3D dans les superpositions est un outil supplémentaire intégrant à la fois les racines et leur rapport avec les structures anatomiques environnantes (119).

3. Superposition d'une empreinte optique à un CBCT

La superposition d'un modèle issu d'une empreinte optique, sous forme de fichier STL, à un examen de tomographie volumique à faisceau conique (CBCT) est désormais possible. Le modèle numérique apparaît au sein des structures anatomiques environnantes (Figure 15). La superposition peut alors devenir un outil de choix pour l'élaboration du diagnostic orthodontique dans certaines situations cliniques.

Park *et al.* décrivent une technique de superposition de modèles numériques mandibulaires sur CBCT (80). Cette technique est reproductible et démontre une bonne concordance entre les deux volumes.

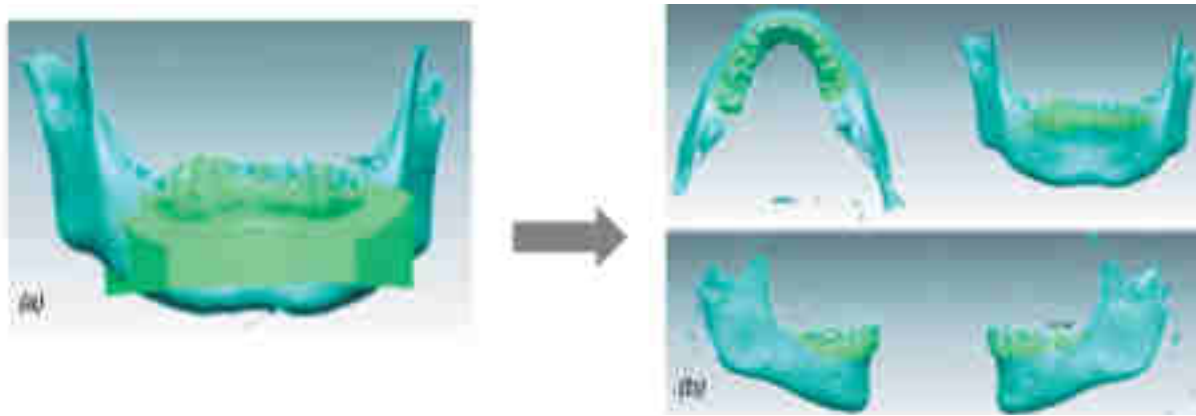


Figure 15 - Superposition par surface matching d'un modèle numérique mandibulaire sur le CBCT correspondant, avant (a) et après (b) élimination du socle. [80]

Cet outil est intéressant dans les cas d'inclusion des canines. La position de la dent incluse, ses rapports avec les structures anatomiques environnantes et la présence de résorptions des dents adjacentes sont objectivables sur le CBCT. La réalisation d'empreintes numériques successives et leur superposition sur le CBCT, au cours de l'éruption de la canine incluse après dégagement chirurgical en technique ouverte, permet de suivre précisément son trajet au sein des structures anatomiques (120).

Certaines études vont jusqu'à simuler le déplacement radiculaire au cours d'un traitement d'orthodontie en combinant des empreintes optiques, des sets-up numériques et leur superposition à un CBCT (121).



Figure 16 - Exemple de segmentation des dents d'une arcade maxillaire à partir d'un CBCT (a), puis simulation d'un traitement avec l'avulsion des premières prémolaires et déplacement radiculaire associé (b) et (c). [121]

Cet outil est également utile pour planifier des corrections du parallélisme radiculaire, nécessaire à l'alignement des couronnes, à la santé parodontale et à la stabilité du traitement, et afin de répondre aux critères de finition de l'American Board of Orthodontics (Figure 16) (122). En effet, la seule investigation sur un

orthopantomogramme est limitée par les inévitables distorsions de cet examen en deux dimensions (123,124).

B. Applications thérapeutiques

Les empreintes optiques et la superposition des modèles numériques trouvent de larges applications thérapeutiques en orthodontie ; que ce soit pour la conception d'appareils, le positionnement des brackets, le suivi du traitement ou encore la réalisation de l'ultime fil de contention.

†. Réévaluation *per* traitement

▣) Suivi du déplacement dentaire

Le déplacement dentaire peut être suivi grâce aux méthodes de *tracking* digitales. En effet, les mouvements dentaires sont très incertains, et nombre de phénomènes biologiques et mécaniques viennent interférer avec les prévisions de déplacement. C'est pourquoi, il peut être intéressant de réévaluer les déplacements dentaires en cours de traitement afin de suivre avec exactitude les effets parasites des mécaniques orthodontiques, tels que le décrivent Lee *et al.* (125).

L'utilisation du scanner intra oral lors d'une mécanique à haut risque de perte de contrôle (expansion unilatérale avec risque de bascule frontale par exemple), pour des terrains particulièrement difficiles (patient souffrant de parodontite, avec un centre de résistance déplacé apicalement) ou pour la gestion des proximités avec des éléments anatomiques (traction d'une canine avec risque de résorption radiculaire), peut être particulièrement intéressant afin de suivre les mouvements des unités dentaires en qualité et en quantité. Une perte de contrôle ou des effets parasites sont ainsi rapidement diagnostiqués et peuvent être pris en charge de façon précoce (126–128).

b) Réévaluation au stade des finitions

De la même manière, il est possible d'analyser l'occlusion au stade des finitions, à l'aide d'une empreinte optique réalisée au cours du traitement.

Les critères idéaux de finition à l'issue d'un traitement orthodontique sont définis par les 6 clés de Andrews qui décrivent l'agencement idéal des dents dans les trois sens de l'espace (129). Des critères cliniques et radiographiques doivent être également remplis afin de bénéficier de la certification de l'American Board of Orthodontics (122). Ces critères constituent des objectifs difficiles à atteindre du fait de la discordance entre l'information contenue dans des brackets standardisés et les variations anatomiques dentaires, du jeu entre les arcs et les gorges des attaches, ou simplement à cause d'un mauvais positionnement des brackets (130,131).

C'est selon ces critères que devraient généralement être élaborés les sets-up numériques simulant un traitement d'orthodontie. Au stade des finitions, le praticien a la possibilité de prendre une empreinte optique et la superposer au set-up numérique idéal, réalisé au préalable, ou de simplement analyser les modèles en occlusion.

En effet, la manipulation virtuelle des modèles est plus aisée que la vision directe au fauteuil, gênée, entre autres, par les lèvres et les joues. Le praticien peut analyser chaque arcade séparément puis les deux arcades en occlusion pour identifier toutes les imperfections des 1^{er}, 2^{ème} et 3^{ème} ordres. Il a la possibilité d'agrandir les modèles à l'écran, d'utiliser des outils qu'offrent les logiciels pour mettre en évidence les contacts occlusaux existants ou encore d'analyser les contacts entre les cuspides palatines et linguales des molaires sur la vue arrière des modèles, ce qu'il est impossible de faire directement en bouche, ou nécessiterait la coulée de modèles en plâtre. De ce fait, l'orthodontiste peut en théorie organiser des séances de finition plus efficaces (132).

2. Collage indirect

Les techniques de collage indirect peuvent maintenant également tirer profit des modèles issus d'empreintes optiques. Différents flux numériques ont été décrits :

- positionnement virtuel des attaches directement sur le modèle numérique de la malocclusion (Figure 17), simulant un placement direct en bouche
- positionnement virtuel des attaches sur un set-up issu du modèle initial, présentant l'alignement et l'occlusion désirés en fin de traitement.



Figure 17 - Exemple de positionnement virtuel des attaches sur une arcade maxillaire pour un collage indirect

Dans le second cas de figure, les attaches devront être transférées sur le modèle de la malocclusion, avant de pouvoir réaliser un guide de transfert pour l'étape de collage indirect (Figure 18) (131,133).

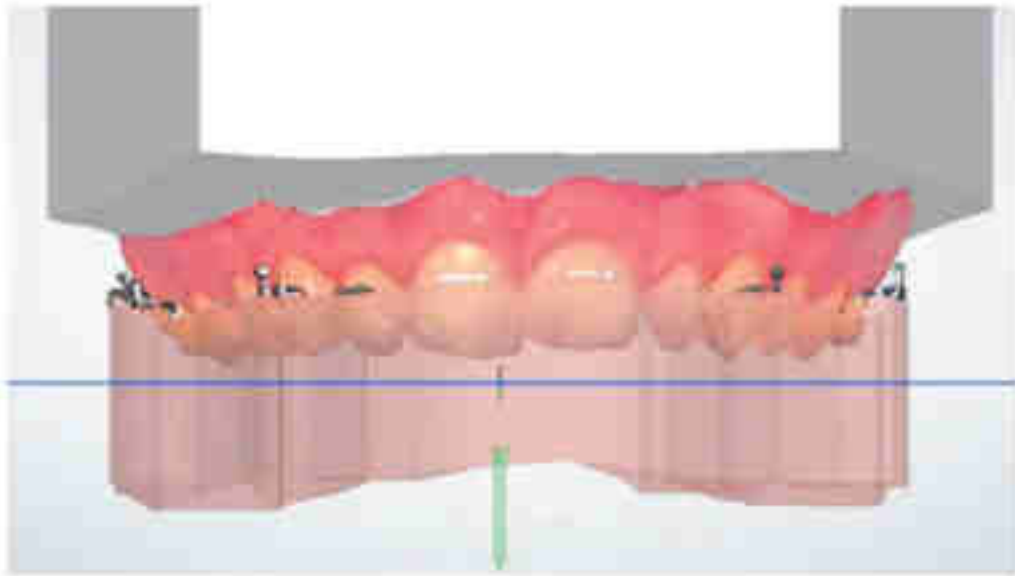


Figure 18- Exemple de conception d'une gouttière de transfert pour un collage indirect à l'arcade maxillaire

Dans l'optique d'optimiser la prédiction de l'alignement et les déplacements dentaires attendus, certains auteurs décrivent des techniques de collage indirect dans lesquelles un CBCT réalisé au préalable est superposé à l'empreinte optique par *surface matching* (Figure 19). Les dents sont segmentées dans leur totalité (couronnes + racines), permettant une meilleure visualisation et quantification des déplacements radiculaires.



Figure 19 - Exemple d'intégration d'un CBCT à un modèle numérique après segmentation des dents (couronnes + racines). [125]

Cette technique n'est cependant pas démocratisée du fait du principe ALADAIP (*As Low as Diagnostically Acceptable being Indication-oriented and Patient-specific*) (134) et de l'absence de justification d'un examen d'imagerie tridimensionnelle en routine pour le seul positionnement des attaches orthodontiques (135).

3. Conception d'appareils orthodontiques

a) Aligneurs

Les aligneurs sont des gouttières en polymère thermoformé qui se sont ajoutés à l'arsenal thérapeutique de l'orthodontiste depuis deux décennies. Leur conception est entièrement numérique et se fait à partir d'empreintes optiques ou de modèles en plâtre numérisés. Elles sont conçues pour corriger une malocclusion en se basant sur un set-up numérique préétabli et validé par le praticien. Plusieurs gouttières différentes sont fabriquées pour y parvenir. Les dents sont déplacées grâce à de très légères déformations incorporées dans les gouttières induisant les forces sur les dents. Dans le but de potentialiser les mouvements dentaires, des attachements en résine composite, de différentes géométries, sont ajoutés (82,136–138).

La principale limite des aligneurs est que les mouvements désirés et planifiés ne sont que partiellement réalisés. C'est pourquoi des réévaluations sont nécessaires au cours du traitement et de nouvelles gouttières doivent être ainsi fabriquées (82,139).

Les empreintes optiques faites à l'issue de chaque série de gouttières sont superposées au set-up numérique modélisant le résultat désiré, afin de mettre en évidence les écarts entre la situation réelle et la situation attendue à ce stade du traitement. L'analyse de ces écarts conduit à la conception de nouvelles gouttières qui permettront de se rapprocher au mieux des objectifs de traitement attendus (140–142).

En effet, certains mouvements ne sont que très peu prédictibles avec les aligneurs. La revue systématique menée par Galan-Lopez *et al.* rapporte des prédictibilités variables, comprises entre 30% et 80%, selon le type de mouvement et le type de dent, pour le système Invisalign™ (Align Technology) (143).

b) Multi-attaches et arcs individualisés

Les brackets peuvent être fabriqués par CFAO, et les arcs pliés par des robots de manière individualisée, afin de se rapprocher au mieux de l'anatomie dentaire du patient et d'optimiser la correction de sa malocclusion. Comme pour les aligneurs, ils sont conçus à partir d'un set-up numérique modélisant le résultat idéal (144).

Il s'agit principalement des techniques linguales, comme le proposent par exemple les systèmes Incognito® (3M-Unitek™) et Win® (DW LingualSystems™) qui fabriquent à la fois des attaches et des arcs individualisés (145). Cette approche est particulièrement intéressante en technique linguale, du fait de la complexité et de la variabilité de l'anatomie des faces linguales et palatines. Néanmoins, des approches d'arcs et d'attaches individualisés sont également disponibles pour les traitements en technique multi-attache vestibulaire.

La superposition des empreintes optiques de fin de traitement et du set-up numérique utilisé lors de la conception de l'appareil, permet de déterminer la prédictibilité du système. C'est ainsi qu'une très grande corrélation entre les résultats attendus (set-up initial) et les résultats obtenus (empreintes optiques de fin), avec le système lingual Incognito®, a pu être démontrée par Profitt et Grauer : moins de 1mm ou 4° d'écart entre les deux (146).

Le déplacement dentaire en technique linguale peut également être monitoré par le biais de superpositions d'empreintes optiques successives. Celles-ci sont parfois intégrées dans un CBCT, selon les méthodes expliquées précédemment, afin de se rendre compte du déplacement radiculaire au cours du traitement. C'est ainsi qu'une étude a pu montrer, en image, que l'ingression des incisives mandibulaires en technique linguale n'entraînait peu ou pas de vestibuloversion, qui est le principal effet indésirable rencontré pour ce mouvement avec des approches continues (Figure 20) (128).

Une étude rétrospective a montré, par ailleurs, qu'il n'existe pas de différence entre les techniques linguales et vestibulaires en terme de qualité des finitions (147).



Figure 20 - 9 exemples de superposition d'empreintes optiques de début et fin de traitement d'ingression des incisives mandibulaires en technique linguale, associées à un CBCT initial. En blanc, l'état initial avant traitement et en rouge, la fin de traitement. [128]

La conception d'un système de contention, étape ultime du traitement orthodontique, peut également être numérique. Celui-ci a pour objectif de maintenir l'alignement obtenu à l'issue du traitement. Il est généralement constitué d'un fil en acier de différentes géométries (rond, carré, tressé, à 3 ou 6 brins...), plié afin d'épouser parfaitement les faces linguales ou palatines des incisives et des canines. La conception du fil peut se faire en technique directe, au moment de la dépose de l'appareil, ou en technique indirecte à l'aide d'un modèle.

Une nouvelle méthode pour fabriquer les fils de contention, entièrement numérique, a vu le jour. La conception du fil se fait sur des logiciels spécialisés à partir d'un modèle numérique, associé à sa clé de transfert pour un collage encore plus précis. Le fil est ensuite plié par un robot pour incorporer toutes les déformations nécessaires pour respecter l'anatomie dentaire (148).

Le système Memotain® (Ormco™) propose un fil de contention individualisé numériquement, en nickel-titane qui est, du fait des caractéristiques intrinsèques de ce matériau, non plié mais fraisé dans une plaque. La contention est ensuite collée à l'aide d'une clé de transfert, qui assure une précision de repositionnement par rapport à la planification virtuelle, de moins de 0,5mm (Figure 21) (149).

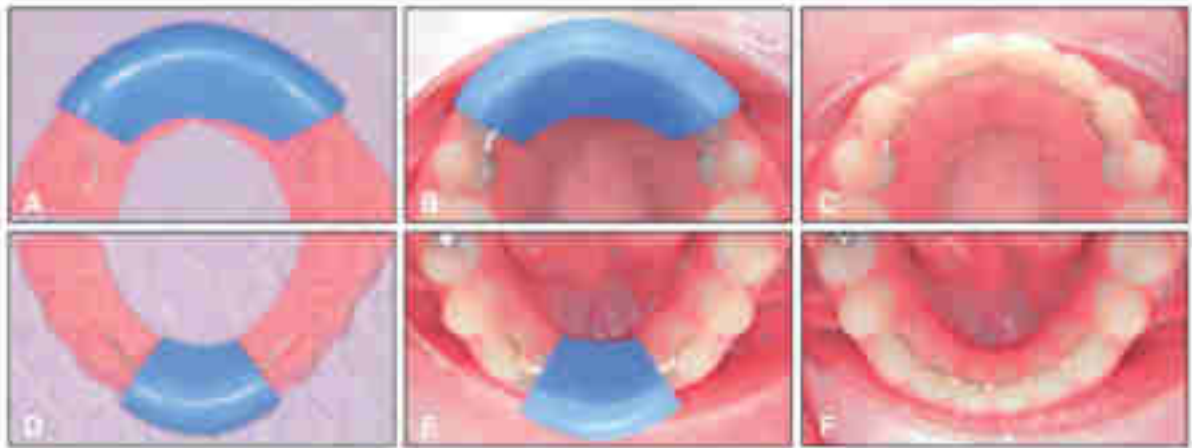


Figure 21 - Fils de contention du système Memotain® et leur gouttière de transfert, maxillaire et mandibulaire. [149]

Ces nouvelles technologies promettent un meilleur ajustement des fils de contention sur les surfaces dentaires, procurant ainsi plus de confort au patient, moins d'interférences occlusales et donc moins de risque de fractures ou de décollement (149). Toutefois, leur supériorité par rapport aux fils de contention « conventionnels » doit encore être démontrée dans des essais cliniques randomisés.

IV. Conclusions

Les traitements orthodontiques sont de longs cheminements, allant de la constitution initiale du dossier orthodontique, regroupant les informations du patient, jusqu'à la mise en place du système de contention permettant de maintenir, au mieux, les résultats obtenus. L'ère du numérique a permis d'introduire, à chaque étape, des innovations technologiques qui améliorent et/ou facilitent la prise en charge des patients par le praticien.

En pratique, c'est surtout l'apparition de l'empreinte optique dans les années 80, qui a ouvert les portes à de nombreuses innovations numériques dans le domaine de l'orthodontie. Tout ceci n'est possible qu'à condition de maîtriser la précision du premier maillon de cette chaîne numérique, l'empreinte optique. Cette dernière dépend des paramètres liés à l'élément numérisé, à l'opérateur et au scanner intra-oral. L'empreinte optique présente des avantages indéniables en termes de précision par exemple, et du fait des diverses applications qui en découlent.

C'est en effet grâce à l'exactitude (moins de 50 μm) et à la reproductibilité des empreintes optiques que nous pouvons nous fier à la superposition des modèles numériques et les exploiter. Les zones anatomiques de référence permettant une superposition dite *landmark based* sont controversées dans la littérature mais, les rugae du palais antérieur semblent être la zone la plus stable dans le temps, tandis qu'à la mandibule, aucun repère n'a pu être encore identifié. La technique de superposition dite *surface based* s'affranchit de l'identification d'un point de référence anatomique stable, et utilise des algorithmes mathématiques pour faire correspondre les modèles entre eux en sélectionnant des surfaces stables au cours du temps.

La superposition de modèles numériques trouve des applications diagnostiques, telles que l'analyse des modèles d'études, la réalisation de sets-up numériques ou encore l'intégration du modèle à un CBCT. Elle trouve également des applications thérapeutiques pour la conception d'appareils ou de systèmes de contention ainsi que pour le suivi du déplacement dentaire au cours du traitement.

Toutes ces innovations ne constituent néanmoins que des outils dans les mains de l'orthodontiste qui doit maîtriser leur manipulation mais, plus important encore, l'usage qu'il en fait pour la prise en charge des patients.



SIGNATURE DES CONCLUSIONS

Thèse en vue du Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

Nom : prénom de l'impétrant : MONSONEDO Styrrel

Titre de la thèse : Les empreintes optiques et la superposition de modèles numériques en orthodontie

Directeurs de thèse : Docteurs Yves BOLENDER et Frédéric RAFFLEMBEU

VU
Strasbourg, le 23/09/2022
Le Président du jury,

Professeur M.C. MANIERE

VU
Strasbourg, le 27/09/2022
Le Doyen de la Faculté
de Chirurgie Dentaire de Strasbourg,

Professeur F. MEYER

V. Bibliographie

1. Gabor D. Holography, 1948-1971. *Science*. 1972 ; 177 (4046) : 299-313.
2. Burstone CJ, Every TW, Pryputniewicz RJ. Holographic measurement of incisor extrusion. *Am J Orthod*. 1982 ; 82 (1) : 1-9.
3. Duret F. L'aventure de la CFAO dentaire. *Inf Dent*. 2014 ; 20 :19-21.
4. Mörmann WH. A Personal review of the first 5 Years. *Int J Comput Dent*. 2004 ; 7 : 11-24.
5. Duret F. Un peu d'histoire... avant de parler d'aujourd'hui et de demain. *Inf Dent*. 2010 ; 51 : 12-17.
6. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*. 2006 ; 137 (1) :7-13.
7. Duret F, Pélissier B. Différentes méthodes d'empreinte en CFAO dentaire. *EMC Médecine buccale*. 2010 ; 1-16.
8. Abdullah O, Azari A. An introduction to dental digitizers in dentistry; systematic review. *J Chem Pharm*. 2018 ; 7 : 10-20.
9. Schmidt V. 3D dental camera for recording surface structures of an object be measured by means of triangulation. *USPTO (N°US20110242281A1)*. 2011 ; 1-2.
10. Brandestini M. Method and apparatus for the three dimensional registration and display of prepared teeth. *USPTO (N°US4837732)*. 1989 ; 1-17.
11. Logozzo S, Franceschini G, Kilpelä A, Caponi M, Governi L, Blois L. A comparative analysis of intraoral 3D digital scanners for restorative dentistry. *J Med Technol*. 2011 ; 5 (1) : 1-18.
12. Abduo J, Elseyoufi M. Accuracy of intraoral scanners: a systematic review of influencing factors. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2018 ; 26 : 101-121.
13. Hategan SI, Ionel TF, Goguta L, Gavrilovici A, Negrutiu ML, Jivanescu A. powder and powder-free intra-oral scanners: digital impression accuracy. *Prim Dent J*. 2018 ; 7 (2) : 40-43.

14. Ting-Shu S, Jian S. Intraoral digital impression technique: a review. *J Prosthodont*. 2015 ; 24 (4) : 313-321.
15. Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpelä A, Mäkynen A. Recent advances in dental optics – Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *OptLasers Eng*. 2014 ; 54 : 203-221.
16. Ender A, Zimmermann M, Attin T, Mehl A. *In vivo* precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions. *Clin Oral Invest*. 2016 ; 20 (7) : 1495-1504.
17. Zimmermann M, Mehl A, Mörmann WH, Reich S. Intraoral scanning systems - a current overview. *Int J Comput Dent*. 2015 ; 18 (2) : 101-129.
18. Güth JF, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig*. 2013 ; 17 (4) : 1201-1208.
19. Grünheid T, McCarthy SD, Larson BE. Clinical use of a direct chairside oral scanner: an assessment of accuracy, time, and patient acceptance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2014 ; 146 (5) : 673-682.
20. Aragón MLC, Pontes LF, Bichara LM, Flores-Mir C, Normando D. Validity and reliability of intraoral scanners compared to conventional gypsum models measurements: a systematic review. *Eur J Orthod*. 2016 ; 38 (4) : 429-434.
21. Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC Oral Health*. 2017 ; 17 (1) : 1-11.
22. Imburgia M, Logozzo S, Hauschild U, Veronesi G, Mangano C, Mangano FG. Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health*. 2017 ; 17 (1) : 1-13.
23. Goracci C, Franchi L, Vichi A, Ferrari M. Accuracy, reliability, and efficiency of intraoral scanners for full-arch impressions: a systematic review of the clinical evidence. *Eur J Orthod*. 2016 ; 38 (4) : 422-428.
24. Ahlholm P, Sipilä K, Vallittu P, Jakonen M, Kotiranta U. Digital versus conventional impressions in fixed prosthodontics: a review. *J Prosthodont*. 2018 ; 27 (1) : 35-41.
25. Means CR, Flenniken IE. Gagging-a problem in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent*.

1970 ; 23 (6) : 614-620.

26. Rosted P, Bundgaard M, Fiske J, Pedersen AML. The use of acupuncture in controlling the gag reflex in patients requiring an upper alginate impression: an audit. *Br Dent J.* 2006 ; 201 (11) : 721-725.
27. Muir JD, Calvert EJ. Vomiting during the taking of dental impressions. Two case reports of the use of psychological techniques. *Br Dent J.* 1988 ; 165 (4) : 139-141.
28. Christensen GJ. Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions? *J Am Dent Assoc.* 2008 ; 139 (6) : 761-763.
29. Yuzbasioglu E, Kurt H, Turunc R, Bilir H. Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health.* 2014 ; 14 : 1-7.
30. Joda T, Brägger U. Patient-centered outcomes comparing digital and conventional implant impression procedures: a randomized crossover trial. *Clin Oral Implants Res.* 2016 ; 27 (12) : 185-189.
31. Burhardt L, Livas C, Kerdijk W, van der Meer WJ, Ren Y. Treatment comfort, time perception, and preference for conventional and digital impression techniques: a comparative study in young patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2016 ; 150 (2) : 261-267.
32. Wismeijer D, Mans R, van Genuchten M, Reijers HA. Patients' preferences when comparing analogue implant impressions using a polyether impression material versus digital impressions (intraoral scan) of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2014 ; 25 (10) : 1113-1118.
33. Schepke U, Meijer HJA, Kerdijk W, Cune MS. Digital versus analog complete-arch impressions for single-unit premolar implant crowns: operating time and patient preference. *J Prosthet Dent.* 2015 ; 114 (3) : 403-406.
34. Lee SJ, Gallucci GO. Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes. *Clin Oral Implants Res.* 2013 ; 24 (1) : 111-115.
35. Joda T, Brägger U. Digital vs. conventional implant prosthetic workflows: a cost/time analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2015 ; 26 (12) : 1430-1435.

36. Patzelt SBM, Lamprinos C, Stampf S, Att W. The time efficiency of intraoral scanners: an *in vitro* comparative study. *J Am Dent Assoc.* 2014 ; 145 (6) : 542-551.
37. Kugel G. Impression-taking: conventional methods remain steadfast as digital technology progresses. *Compend Contin Educ Dent.* 2014 ; 35 (3) : 202-203.
38. Lawson NC, Burgess JO. Clinicians reaping benefits of new concepts in impressioning. *Compend Contin Educ Dent.* 2015 ; 36 (2) : 152-153.
39. Lecocq G. Digital impression-taking: fundamentals and benefits in orthodontics. *Int Orthod.* 2016 ; 14 (2) : 184-194.
40. Park HR, Park JM, Chun YS, Lee KN, Kim M. Changes in views on digital intraoral scanners among dental hygienists after training in digital impression taking. *BMC Oral Health.* 2015 ; 15 (1) : 1-7.
41. Lee SJ, Macarthur RX, Gallucci GO. An evaluation of student and clinician perception of digital and conventional implant impressions. *J Prosthet Dent.* 2013 ; 110 (5) : 420-423.
42. Marti AM, Harris BT, Metz MJ, Morton D, Scarfe WC, Metz CJ, *et al.* Comparison of digital scanning and polyvinyl siloxane impression techniques by dental students: instructional efficiency and attitudes towards technology. *Eur J Dent Educ.* 2017 ; 21 (3) : 200-205.
43. Sakornwimon N, Leevailoj C. Clinical marginal fit of zirconia crowns and patients' preferences for impression techniques using intraoral digital scanner versus polyvinyl siloxane material. *J Prosthet Dent.* 2017 ; 118 (3) : 386-391.
44. Joda T, Brägger U. Time-efficiency analysis comparing digital and conventional workflows for implant crowns: a prospective clinical crossover trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015 ; 30 (5) : 1047-1053.
45. Joda T, Lenherr P, Dedem P, Kovaltschuk I, Bragger U, Zitzmann NU. Time efficiency, difficulty, and operator's preference comparing digital and conventional implant impressions: a randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res.* 2017 ; 28 (10) : 1318-1323.
46. Kim J, Park JM, Kim M, Heo SJ, Shin IH, Kim M. Comparison of experience curves between two 3-dimensional intraoral scanners. *J Prosthet Dent.* 2016 ; 116 (2) : 221-230.
47. Lim JH, Park JM, Kim M, Heo SJ, Myung JY. Comparison of digital intraoral scanner

reproducibility and image trueness considering repetitive experience. J Prosthet Dent. 2018 ; 119 (2) : 225-232.

48. Mandelli F, Ferrini F, Gastaldi G, Gherlone E, Ferrari M. Improvement of a digital impression with conventional materials: overcoming intraoral scanner limitations. Int J Prosthodont. 2017 ; 30 (4) : 373-376.

49. International Organization for Standardization. ISO 5725-1: 1994 Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results — Part 1- General principles and definitions.

50. Chochlidakis KM, Papaspyridakos P, Geminiani A, Chen CJ, Feng IJ, Ercoli C. Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: a systematic review and meta-analysis. J Prosthet Dent. 2016 ; 116 (2) : 184-190.

51. Ender A, Attin T, Mehl A. *In vivo* precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. J Prosthet Dent. 2016 ; 115 (3) : 313-320.

52. Keul C, Güth JF. Influence of intraoral conditions on the accuracy of full-arch scans by Cerec Primescan AC: an *in vitro* and *in vivo* comparison. Int J Comput Dent. 2022 ; 25 (1) : 17-25.

53. Keul C, Güth JF. Accuracy of full-arch digital impressions: an *in vitro* and *in vivo* comparison. Clin Oral Invest. 2020 ; 24 (2) : 735-745.

54. Revilla-León M, Gohil A, Barmak AB, Gómez-Polo M, Pérez-Barquero JA, Att W, *et al.* Influence of ambient temperature changes on intraoral scanning accuracy. J Prosthet Dent. 2022 ; (21) 1-7

55. Kurz M, Attin T, Mehl A. Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system. Clin Oral Investig. 2015 ; 19 (8) : 2035-2043.

56. Anh JW, Park JM, Chun YS, Kim M, Kim M. A comparison of the precision of three-dimensional images acquired by 2 digital intraoral scanners : effects of tooth irregularity and scanning direction. Korean J Orthod. 2016 ; 46 (1) : 3-12.

57. Flügge TV, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2013 ; 144 (3) : 471-478.

58. Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent.* 2013 ; 109 (2) : 121-128.
59. DeLong R, Pintado MR, Ko CC, Hodges JS, Douglas WH. Factors influencing optical 3D scanning of vinyl polysiloxane impression materials. *J Prosthodont.* 2001 ; 10 (2) : 78-85.
60. Rudolph H, Salmen H, Moldan M, Kuhn K, Sichwardt V, Wöstmann B, *et al.* Accuracy of intraoral and extraoral digital data acquisition for dental restorations. *J Appl Oral Sci.* 2016 ; 24 (1) : 85-94.
61. Park JM, Choi SA, Myung JY, Chun YS, Kim M. Impact of orthodontic brackets on the intraoral scan data accuracy. *BioMed Res Int.* 2016 ; 2016 : 1-7.
62. Amaral Vargas EO, Otero Amaral Vargas D, da Silva Coqueiro R, Franzotti Sant'anna E, Melo Pithon M. Impact of orthodontic brackets on intraoral and extraoral scans. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2022 ; 162 (2) : 208-213.
63. Müller P, Ender A, Joda T, Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence Int.* 2016 ; 47 (4) : 343-349.
64. Ender A, Mehl A. Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent.* 2013 ; 16 (1) : 11-21.
65. Kim JH, Kim KB, Kim SH, Kim WC, Kim HY, Kim JH. Quantitative evaluation of common errors in digital impression obtained by using an LED blue light in-office CAD/CAM system. *Quintessence Int.* 2015 ; 46 (5) : 401-407.
66. Kachhara S, Nallaswamy D, Ganapathy DM, Sivaswamy V, Rajaraman V. Assessment of intraoral scanning technology for multiple implant impressions - a systematic review and meta-analysis. *J Indian Prosthodont Soc.* 2020 ; 20 (2) : 141-152.
67. Ala OA. Accuracy of digital impressions achieved from five different digital impression systems. *Dentistry.* 2015 ; 5 (5) : 1-6.
68. Nedelcu R, Olsson P, Nyström I, Rydén J, Thor A. Accuracy and precision of 3 intraoral scanners and accuracy of conventional impressions: a novel *in vivo* analysis method. *J Dent.* 2018 ; 69 : 110-118.
69. Patzelt SBM, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans

using intraoral scanners. Clin Oral Invest. 2014 ; 18 (6) : 1687-1694.

70. Rehmann P, Sichwardt V, Wöstmann B. Intraoral scanning systems: need for maintenance. Int J Prosthodont. 2017 ; 30 (1) : 27-29.

71. Korkhaus DG. A new orthodontic symmetroscope. Int J Orthod Oral Surg. 1937 ; 23 (2) 171-172.

72. Lebet L. Growth changes of the palate. J Dent Res. 1962 ; 41 (6) : 1391-1404.

73. Björk A. Variations in the growth pattern of the human mandible: longitudinal radiographic study by the implant method. J Dent Res. 1963 ; 42 (1) : 400-411.

74. Marcotte MR. The use of the occlusogram in planning orthodontic treatment. Am J Orthod. 1976 ; 69 (6) : 655-667.

75. Stucki S, Gkantidis N. Assessment of techniques used for superimposition of maxillary and mandibular 3D surface models to evaluate tooth movement: a systematic review. Eur J Orthod. 2020 ; 42 (5) : 559-570.

76. Jang I, Tanaka M, Koga Y, Iijima S, Yozgatian JH, Cha BK, *et al.* A novel method for the assessment of three-dimensional tooth movement during orthodontic treatment. Angle Orthod. 2009 ; 79 (3) : 447-453.

77. Nalcaci R, Kocoglu-Altan AB, Bicakci AA, Ozturk F, Babacan H. A reliable method for evaluating upper molar distalization: superimposition of three-dimensional digital models. Korean J Orthod. 2015 ; 45 (2) : 82-88.

78. Talaat S, Kaboudan A, Bourauel C, Ragy N, Kula K, Ghoneima A. Validity and reliability of three-dimensional palatal superimposition of digital dental models. Eur J Orthod. 2017 ; 39 (4) : 365-370.

79. Besl P, McKay HD. A method for registration of 3D shapes. IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell. 1992 ; 14 : 239-256.

80. Park TJ, Lee SH, Lee KS. A method for mandibular dental arch superimposition using 3D cone beam CT and orthodontic 3D digital model. Korean J Orthod. 2012 ; 42 (4) : 169-181.

81. Thiruvengkatahari B, Al-Abdallah M, Akram NC, Sandler J, O'Brien K. Measuring 3-dimensional tooth movement with a 3-dimensional surface laser scanner. Am J Orthod

Dentofacial Orthop. 2009 ; 135 (4) : 480-485.

82. Miller RJ, Kuo E, Choi W. Validation of Align Technology's Treat III digital model superimposition tool and its case application. *Orthod Craniofac Res.* 2003 ; 6 (1) : 143-149.

83. Ashmore JL, Kurland BF, King GJ, Wheeler TT, Ghafari J, Ramsay DS. A 3-dimensional analysis of molar movement during headgear treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002 ; 121 (1) : 18-29.

84. Low KL. Linear least-squares optimization for point-to-plane ICP surface registration. Department of Computer Science, University of North Carolina. 2004 ; Report No.TR04-004.

85. Akca D. A new algorithm for 3D surface matching. Institute of Geodesy and Photogrammetry, Swiss Federal Institute of Technology (ETH), Zurich. 2004.

86. Chen Y, Medioni G. Object modeling by registration of multiple range images. *Image Vision Comput.* 1992 ; 10 : 145-155.

87. Masuda T, Yokoya N. A robust method for registration and segmentation of multiple range images. *IEEE 2nd CAD-Based Vision Workshop.* 1994 ; 106-113.

88. Bergevin R, Soucy M, Gagnon H, Laurendeau D. Towards a general multi-view registration technique. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell.* 1996 ; 18 (5) : 540-547.

89. Rusinkiewicz S, Levoy M. Efficient variants of the ICP algorithm. In: *Proceedings Third International Conference on 3-D Digital Imaging and Modeling.* Quebec: IEEE Comput. Soc; 2001. 145-152.

90. Choi DS, Jeong YM, Jang I, Jost-Brinkmann PG, Cha BK. Accuracy and reliability of palatal superimposition of three-dimensional digital models. *Angle Orthod.* 2010 ; 80 (4) : 497-503.

91. Henninger E, Vasilakos G, Halazonetis D, Gkantidis N. The effect of regular dental cast artifacts on the 3D superimposition of serial digital maxillary dental models. *Sci Rep.* 2019 ; 9 (1) : 1-12.

92. Vasilakos G, Schilling R, Halazonetis D, Gkantidis N. Assessment of different techniques for 3D superimposition of serial digital maxillary dental casts on palatal structures. *Sci Rep.* 2017 ; 7 (1) : 1-11.

93. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. Orthodontic diagnosis: the development of a problem list. In: Contemporary orthodontics. 4th ed. St. Louis: Mosby Elsevier ; 2007, 167-233.
94. Van der Linden FPGM. Changes in the position of posterior teeth in relation to ruga points. Am J Orthod. 1978 ; 74 (2) : 142-161.
95. Christou P, Kiliaridis S. Vertical growth-related changes in the positions of palatal rugae and maxillary incisors. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008 ; 133 (1) : 81-86.
96. Ganzer N, Feldmann I, Liv P, Bondemark L. A novel method for superimposition and measurements on maxillary digital 3D models-studies on validity and reliability. Eur J Orthod. 2018 ; 40 (1) : 45-51.
97. Hoggan BR, Sadowsky C. The use of palatal rugae for the assessment of anteroposterior tooth movements. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001 ; 119 (5) : 482-488.
98. Le Bret L. Changes in the palatal vault resulting from expansion. J Dent Res. 1965 ; 6 (41) : 97-105.
99. Peavy DC, Kendrick GS. The effects of tooth movement on the palatine rugae. J Prosthet Dent. 1967 ; 18 (6) : 536-542.
100. Almeida MA, Phillips C, Kula K, Tulloch C. Stability of the palatal rugae as landmarks for analysis of dental casts. Angle Orthod. 1995 ; 65 (1) : 43-48.
101. Bailey LT, Esmailnejad A, Almeida MA. Stability of the palatal rugae as landmarks for analysis of dental casts in extraction and nonextraction cases. Angle Orthod. 1996 ; 66 (1) : 73-78.
102. Simmons JD, Moore RN, Erickson LC. A longitudinal study of anteroposterior growth changes in the palatine rugae. J Dent Res. 1987 ; 66 (9) : 1512-1515.
103. Mavropoulos A, Sayinsu K, Allaf F, Kiliaridis S, Papadopoulos MA, Keles AO. Noncompliance unilateral maxillary molar distalization: a three-dimensional tooth movement analysis. Angle Orthod. 2006 ; 76 (3) : 382-387.
104. Cha BK, Lee JY, Jost-Brinkmann PG, Yoshida N. Analysis of tooth movement in extraction cases using three-dimensional reverse engineering technology. Eur J Orthod. 2007 ; 29 (4) : 325-331.

105. Choi JI, Cha BK, Jost-Brinkmann PG, Choi DS, Jang IS. Validity of palatal superimposition of 3-dimensional digital models in cases treated with rapid maxillary expansion and maxillary protraction headgear. *Korean J Orthod.* 2012 ; 42 (5) : 235-241.
106. Camardella LT, Vilella OV, Breuning KH, de Assis Ribeiro Carvalho F, Kuijpers-Jagtman AM, Ongkosuwito EM. The influence of the model superimposition method on the assessment of accuracy and predictability of setup models. *J Orofac Orthop.* 2021 ; 82 (3) : 175-186.
107. An K, Jang I, Choi DS, Jost-Brinkmann PG, Cha BK. Identification of a stable reference area for superimposing mandibular digital models. *J Orofac Orthop.* 2015 ; 76 (6) : 508-519.
108. Chen H, Lowe AA, de Almeida FR, Wong M, Fleetham JA, Wang B. Three-dimensional computer-assisted study model analysis of long-term oral-appliance wear. Part 1: Methodology. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008 ; 134 (3) : 393-407.
109. Winkler J, Gkantidis N. Trueness and precision of intraoral scanners in the maxillary dental arch: an *in vivo* analysis. *Sci Rep.* 2020;10(1):1-11.
110. International Organization for Standardization. ISO 5725-1:1994, Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results — Part 1: General principles and definitions.
111. Garib D, Miranda F, Yatabe MS, Lauris JRP, Massaro C, McNamara JA, *et al.* Superimposition of maxillary digital models using the palatal rugae: does ageing affect the reliability? *Orthod Craniofac Res.* 2019 ; 22 (3) :183-193.
112. Sjögren APG, Lindgren JE, Huggare JAV. Orthodontic study cast analysis - reproducibility of recordings and agreement between conventional and 3D virtual measurements. *J Digit Imaging.* 2010 ; 23 (4) : 482-492.
113. Profitt WR. Orthodontic diagnosis: the problem-oriented approach. In: Contemporary orthodontics. 5th ed. St.Louis : Mosby Elsevier ; 2012 , 150-219.
114. Rheude B, Lionel Sadowsky P, Ferriera A, Jacobson A. An Evaluation of the use of digital study models in orthodontic diagnosis and treatment planning. *Angle Orthod.* 2005 ; 75 (3) : 300-304.
115. Whetten JL, Williamson PC, Heo G, Varnhagen C, Major PW. Variations in orthodontic

treatment planning decisions of Class II patients between virtual 3-dimensional models and traditional plaster study models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006 ; 130 (4) : 485-491.

116. Fleming PS, Marinho V, Johal A. Orthodontic measurements on digital study models compared with plaster models: a systematic review. *Orthod Craniofac Res.* 2011 ; 14 (1) : 1-16.

117. Harold D, Kesling M.D.S. The diagnostic setup with consideration of the third dimension. *Am J Orthod.* 1956 ; 42 (10) , 740-748.

118. Mattos C, Gomes A.C, Ribeiro, A.A, Nojima L,I. The importance of the dagnostic setup in the orthodontic tratment plan. *Int J Orthod.* 2012 ; 23 (2) , 35-39.

119. Kihara T, Tanimoto K, Michida M, Yoshimi Y, Nagasaki T, Murayama T, Tanne K, Nikawa H. Construction of orthodontic setup models on a computer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012 ; 141 (6) , 806-813.

120. Impellizzeri A, Horodynski M, De Stefano A, Palaia G, Polimeni A, Romeo U, *et al.* CBCT and intra-pral scanner: the advantages of 3D technologies in orthodontic treatment. *Int J Environ Res Public Health.* 2020 ; 17 (24) : 1-15.

121. Macchi A, Carrafiello G, Cacciafesta V, Norcini A. Three-dimensional digital modeling and setup. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006 ; 129 (5) , 605-610.

122. The American Board of Orthodontics. Grading system for dental casts and panoramic radiographs. 2012 ; 1-22.

123. Mckee IW, Glover KE, Williamson PC, Lam EW, Heo G, Major PW. The effect of vertical and horizontal head positioning in panoramic radiography on mesiodistal tooth angulations. *Angle Orthod.* 2001 ; 71 (6) : 442-451.

124. Bouwens DG, Cevidanes L, Ludlow JB, Phillips C. Comparison of mesiodistal root angulation with posttreatment panoramic radiographs and cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011 ; 139 (1) : 126-132.

125. Lee RJ, Weissheimer A, Pham J, Go L, de Menezes LM, Redmond WR, *et al.* Three-dimensional monitoring of root movement during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2015 ; 147 (1) : 132-142.

126. Yun D, Choi DS, Jang I, Cha BK. Clinical application of an intraoral scanner for serial

evaluation of orthodontic tooth movement: a preliminary study. *Korean J Orthod.* 2018 ; 48 (4) : 262-267.

127. Schmidt F, Kilic F, Gerhart CV, Lapatki BG. Biomechanical model registration for monitoring and simulating large orthodontic tooth movements in the maxilla and mandible. *J Orofac Orthop.* 2022; 1-11.

128. Chardey EK, Fastuca R, Beretta M, Di Blasio A, Vercellini N, Caprioglio A, *et al.* Digital dynamic 3D monitoring of lower incisors intrusion in lingual orthodontics. *Open Dent J.* 2018 ; 12 : 104-117.

129. Andrews LF. The six keys to normal occlusion. *Am J Orthod.* 1972 ; 62 (3) : 296-309.

130. Carlsson R, Rönnerman A. Crown-root angles of upper central incisors. *Am J Orthod.* 1973 ; 64 (2) : 147-154.

131. Li Y, Mei L, Wei J, Yan X, Zhang X, Zheng W, *et al.* Effectiveness, efficiency and adverse effects of using direct or indirect bonding technique in orthodontic patients: a systematic review and meta-analysis. *BMC Oral Health.* 2019 ; 19 : 137.

132. Lee H, Kim M, Chun YS. Comparison of occlusal contact areas of class I and class II molar relationships at finishing using three-dimensional digital models. *Korean J Orthod.* 2015 ; 45 (3) : 113-120.

133. Nawrocka A, Lukomska-Szymanska M. The indirect bonding technique in orthodontics - a narrative literature review. *Materials (Basel).* 2020 ; 13 (4) : 1-8.

134. Oenning AC, Jacobs R, Pauwels R, Stratis A, Hedesiu M, Salmon B. Cone-beam CT in paediatric dentistry: DIMITRA project position statement. *Pediatr Radiol.* 2018 ; 48 (3) : 308-316.

135. de Oliveira Reis L, Rosado LPL, Gaêta-Araujo H, Freitas DQ. Evaluation of a low-dose protocol for cone beam computed tomography of the temporomandibular joint - ethical and methodological considerations. *Dentomaxillofac Radiol.* 2021 ; 50 (1) : 1-3

136. Barone S, Paoli A, Razonale AV, Savignano R. Computational design and engineering of polymeric orthodontic aligners: computational design and engineering of polymeric orthodontic aligners. *Int J Numer Meth Biomed Engng.* 2017 ; 33 (8) : 1-25.

137. Al-Nadawi M, Kravitz ND, Hansa I, Makki L, Ferguson DJ, Vaid NR. Effect of clear aligner wear protocol on the efficacy of tooth movement. *Angle Orthod.* 2021 ; 91 (2) : 157-163.
138. Weir T. Clear aligners in orthodontic treatment. *Aust Dent J.* 2017 ; 62 (1) : 58-62.
139. Kravitz ND, Kusnoto B, BeGole E, Obrez A, Agran B. How well does Invisalign work? A prospective clinical study evaluating the efficacy of tooth movement with Invisalign. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009 ; 135 (1) : 27-35.
140. Solano-Mendoza B, Sonnemberg B, Solano-Reina E, Iglesias-Linares A. How effective is the Invisalign® system in expansion movement with Ex30' aligners? *Clin Oral Investig.* 2017 ; 21 (5) : 1475-1484.
141. Lione R, Paoloni V, Bartolommei L, Gazzani F, Meuli S, Pavoni C, *et al.* Maxillary arch development with Invisalign system. *Angle Orthod.* 2021 ; 91 (4) : 433-440.
142. Levrini L, Carganico A, Abbate L. Maxillary expansion with clear aligners in the mixed dentition: A preliminary study with Invisalign® First system. *Eur J Paediatr Dent.* 2021 ; 22 (2) : 125-128.
143. Galan-Lopez L, Barcia-Gonzalez J, Plasencia E. A systematic review of the accuracy and efficiency of dental movements with Invisalign®. *Korean J Orthod.* 2019 ; 49 (3) : 140-149.
144. Grauer D, Proffit WR. Accuracy in tooth positioning with a fully customized lingual orthodontic appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011 ; 140 (3) : 433-443.
145. Knösel M, Klang E, Helms HJ, Wiechmann D. Lingual orthodontic treatment duration: performance of two different completely customized multi-bracket appliances (Incognito and WIN) in groups with different treatment complexities. *Head Face Med.* 2014 ; 46 (10) : 1-12.
146. Pauls AH. Therapeutic accuracy of individualized brackets in lingual orthodontics. *J Orofac Orthop.* 2010 ; 71 (5) : 348-361.
147. Ata-Ali F, Ata-Ali J, Lanuza-Garcia A, Ferrer-Molina M, Melo M, Plasencia E. Clinical outcomes of lingual fully customized vs labial straight wire systems : assessment based on American Board of Orthodontics criteria. *J Orofac Orthop.* 2021 ; 82 (1) : 13-22.
148. Sachdeva C.L. SureSmile technology in a patient-centered orthodontic practice. *J Clin Orthod.* 2001 ; 35 (4) : 245-253.

149. Kravitz ND, Grauer D, Schumacher P, Jo Y min. Memotain: A CAD/CAM nickel-titanium lingual retainer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2017 ; 151 (4) : 812-815.

MONSONEGO (Shyrel) – Les empreintes optiques et la superposition de modèles numériques en orthodontie.

(Thèse : 3^{ème} cycle Sci. odontol. : Strasbourg : 2022 ; N°59)

N°43.22.22.59

Résumé :

La réalisation d'empreintes optiques, à l'aide d'une caméra intra-orale, est une technique qui se généralise dans les cabinets d'orthodontie, aux dépens des empreintes conventionnelles, de par sa praticité, sa précision et des nombreuses applications qui en découlent.

Une application possible des modèles numériques obtenus, est leur superposition informatique, manuelle ou automatique. La première se fait grâce à l'identification et au placement manuel de repères stables chez l'individu, au maxillaire et à la mandibule. La technique de superposition automatique, elle, s'effectue grâce à des logiciels utilisant des algorithmes de meilleur ajustement des surfaces ou *best fit*.

L'élaboration de modèles d'étude, la prévisualisation de set-ups, le suivi du déplacement dentaire et la conception d'appareils orthodontiques sont autant de pratiques courantes que l'orthodontiste peut mettre en œuvre grâce aux fichiers obtenus et à leur superposition. Par ailleurs, la fusion d'un modèle numérique avec un examen de tomodensitométrie volumique à faisceau conique ou *cone beam computed tomography*, offre des perspectives diagnostiques et thérapeutiques intéressantes.

Le but de ce travail de thèse est de faire état de la littérature sur le fonctionnement et les paramètres influençant la précision de l'empreinte optique, d'étudier les différentes techniques de superposition des modèles numériques, les repères anatomiques de référence et leur précision, et enfin de présenter succinctement les nombreuses applications diagnostiques et thérapeutiques des modèles numériques et de leur superposition en pratique orthodontique contemporaine.

Ce travail de thèse a été complété par une étude, menée dans le cadre d'un mémoire de spécialité en Orthopédie Dento-Faciale, qui analyse l'impact de l'état de calibration de la caméra intra-orale Trios 3 (3Shape™) sur la précision *in vivo* des modèles obtenus.

Rubrique de classement : orthodontie, orthopédie dento-faciale

Mots clés Me SH :

Orthodontie (*orthodontics*); scanner intra-oral (*intraoral scanner*); empreinte optique (*digital impression*); modèle numérique en 3 dimensions (*three dimensional digital model*), superposition (*superimposition*), précision de la mesure dimensionnelle (*dimensional measurement accuracy*), calibration (*calibration*).

Jury :

Président : Professeur MANIERE Marie-Cécile

Asseseurs : Docteur BOLENDER Yves
Docteur EHLINGER Claire
Docteur RAFFLENBEUL Frédéric

Coordonnées de l'auteur :

Adresse postale : Shyrel MONSONEGO
73 Avenue des Vosges
67000 Strasbourg

Adresse de messagerie : shyrel.monsonego@gmail.com