

UNIVERSITÉ DE STRASBOURG
FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2025

N° 45

THÈSE

Présentée pour le Diplôme d'État de Docteur en Chirurgie Dentaire
le 25 septembre 2025

par

LE SANT Gaël
né le 26/02/1997 à PARIS

**L'IMAGERIE TRIDIMENSIONNELLE DE
SURFACE ET SES APPLICATIONS EN
ORTHOPÉDIE-DENTO-FACIALE**

Président : Professeur CLAUSS François

Assesseurs : Docteur BOLENDER Yves

Docteur LUTZ Jean-Christophe

Docteur KOL Elia



**FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE ROBERT FRANK
DE L'UNIVERSITE DE STRASBOURG**

Doyen : **Professeur Florent MEYER**

Doyens honoraires : Professeurs Youssef HAIKEL, Corinne TADDEI-GROSS

Professeur émérite : Professeur Anne-Marie MUSSET

Responsable administrative : Madame Marie-Renée MASSON

Professeurs des Universités :

Youri ARNTZ	Biophysique moléculaire
Vincent BALL	Ingénierie Chimique, Energétique - Génie des Procédés
Agnès BLOCH-ZUPAN	Sciences Biologiques
François CLAUSS	Odontologie pédiatrique
Jean-Luc DAVIDEAU	Parodontologie
Youssef HAIKEL	Odontologie conservatrice - Endodontie
Olivier HUCK	Parodontologie
Sophie JUNG	Sciences Biologiques
Florent MEYER	Sciences Biologiques
Davide MANCINO	Odontologie conservatrice - Endodontie
Maryline MINOUX	Odontologie conservatrice - Endodontie
Damien OFFNER	Santé publique
Corinne TADDEI-GROSS	Prothèses
Matthieu SCHMITTBUHL	Sciences anatomiques et Physiologie - Imagerie



Maitres de Conférences :

Sophie BAHY-GROSS	Chirurgie orale
Yves BOLENDER	Orthopédie Dento-Faciale
Fabien BORNERT	Chirurgie orale
Claire EHLINGER	Odontologie conservatrice – Endodontie
Olivier ETIENNE	Prothèses
Gabriel FERNANDEZ DE GRADO	Santé publique
Florence FIORETTI	Odontologie conservatrice – Endodontie
Pierre-Yves GEGOUT	Parodontologie
Catherine-Isabelle GROS	Sciences anatomiques et Physiologie – Imagerie
Nadia LADHARI	Sciences anatomiques et Physiologie – Imagerie
Catherine PETIT	Parodontologie
François REITZER	Odontologie conservatrice – Endodontie
Martine SOELL	Parodontologie
Marion STRUB	Odontologie pédiatrique
Xavier VAN BELLINGHEN	Sciences anatomiques et Physiologie – Imagerie
Delphine WAGNER	Orthopédie Dento-Faciale
Etienne WALTMANN	Prothèses
Claire WILLMANN	Prothèses

À Monsieur le Professeur François CLAUSS

Président du jury

Professeur des Universités

Praticien Hospitalier

Département d'Odontologie Pédiatrique ; UFR d'Odontologie de Strasbourg

Merci de m'avoir fait l'honneur de présider ce jury de thèse. Je vous remercie pour votre disponibilité et de m'avoir permis d'accéder au scanner de surface au Centre de référence des maladies rares orales et dentaires, qui m'a permis de mener à bien mon mémoire de spécialité.

Veuillez trouver ici l'expression de ma profonde reconnaissance.

À Monsieur le Docteur Yves BOLENDER

Directeur de thèse

Maître de Conférences des Universités

Praticien Hospitalier

Département d'Orthopédie Dento-Faciale ; UFR d'Odontologie de Strasbourg

Merci de m'avoir fait l'honneur et le plaisir de co-diriger ce travail. Merci pour votre engagement constant dans notre formation et votre passion pour l'orthodontie. Je vous suis reconnaissant de m'avoir transmis votre savoir, enrichi par votre regard critique. Vous trouverez ici l'expression de mes sincères remerciements et le témoignage de mon plus grand respect.

À Monsieur le Docteur Jean-Christophe LUTZ,

Membre du jury,

Maître de Conférences des Universités

Praticien Hospitalier

Département de Chirurgie Maxillo-Faciale et Plastique ; CHRU de Strasbourg

Merci d'avoir accepté de participer à ce jury de thèse.

*Je tiens à vous remercier pour les moments d'échange lors des sessions
orthodontico-chirurgicales qui nous sont d'une grande aide dans la planification de
nos traitements. Je suis reconnaissant pour vos conseils avisés et notamment de
m'avoir orienté vers l'une des applications qui m'a été particulièrement utile dans la
réalisation de mon mémoire.*

Veuillez trouver ici l'expression de ma reconnaissance et sincère estime.

À Madame le Docteur Elia KOL,

Co-directrice de thèse,

Chef de Clinique des Universités – Assistant des Hôpitaux

Département d'Orthopédie Dento-Faciale ; UFR d'Odontologie de Strasbourg

Merci de m'avoir fait l'honneur d'accepter de co-diriger ce travail. Merci pour votre accompagnement tout au long de cette thèse et de mon mémoire. Je vous remercie pour votre réactivité, vos conseils et vos encouragements. Je vous remercie aussi pour le temps passé en clinique et votre investissement pour notre formation.

Veuillez trouver ici l'expression de ma profonde gratitude.

UNIVERSITÉ DE STRASBOURG
FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2025

N° 45

THÈSE

Présentée pour le Diplôme d'État de Docteur en Chirurgie Dentaire
le 25 septembre 2025

par

LE SANT Gaël
né le 26/02/1997 à PARIS

**L'IMAGERIE TRIDIMENSIONNELLE DE
SURFACE ET SES APPLICATIONS EN
ORTHOPÉDIE-DENTO-FACIALE**

Président : Professeur CLAUSS François

Assesseurs : Docteur BOLENDER Yves

Docteur LUTZ Jean-Christophe

Docteur KOL Elia

Sommaire

INTRODUCTION	7
I. DESCRIPTION ET FONCTIONNEMENT DES SCANNERS DE SURFACE.....	9
1. GENERALITES ET PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT DES SCANNERS 3D	9
A. <i>Techniques d'imagerie bidimensionnelle en orthodontie</i>	9
B. <i>Introduction des scans faciaux en orthodontie</i>	10
C. <i>Processus d'acquisition des scans</i>	14
2. DEFINITION ET TYPES DE SCANNERS DE SURFACE	17
A. <i>Scan laser</i>	17
B. <i>Scan à lumière structurée</i>	19
C. <i>RGB-D</i>	20
D. <i>Stéréophotogrammétrie</i>	21
E. <i>4D Imaging (stéréophotogrammétrie vidéo)</i>	22
F. <i>Smartphones</i>	23
3. CRITERES DE SELECTION ET CONSIDERATIONS CLINIQUES POUR LE CHOIX D'UN SCANNER 3D DE SURFACE	26
A. <i>Précision et résolution</i>	26
B. <i>Temps de scan et efficacité</i>	28
C. <i>Coût et accessibilité</i>	28
II. APPLICATIONS DIAGNOSTIQUES	30
1. DIAGNOSTIC ET ANALYSE DE LA MORPHOLOGIE FACIALE	30
A. <i>Diagnostic exobuccal</i>	30
B. <i>Analyse anthropométrique</i>	33
2. SUIVI DE LA CROISSANCE ET SUPERPOSITIONS	35
A. <i>Techniques de superposition 3D</i>	36
B. <i>Analyse quantitative des changements de croissance</i>	38
C. <i>Prédiction de la croissance</i>	40
3. ANALYSE DES ASYMETRIES	41
A. <i>Définition et étiologie de l'asymétrie</i>	41
B. <i>Approche basée sur les points de repères</i>	42
C. <i>Approche basée sur la surface</i>	45
4. DIAGNOSTIC DES PHENOTYPES SYNDROMIQUES.....	47
A. <i>Contexte général</i>	47
B. <i>Méthodologies d'analyse faciale 3D pour le phénotypage</i>	47
III. PLANIFICATION ET PREVISION DES TRAITEMENTS.....	50

1.	CREATION DE PATIENT VIRTUEL	50
A.	<i>Données nécessaires à la conception du patient virtuel</i>	50
B.	<i>Intégration et superposition des données.....</i>	52
2.	SIMULATION DE TRAITEMENT ORTHODONTICO-CHIRURGICAL	54
A.	<i>Principes et intérêts de la planification virtuelle</i>	54
B.	<i>Étapes de la planification chirurgicale virtuelle</i>	55
C.	<i>Précision et limites des simulations.....</i>	61
3.	APPORT DES SCANNERS TRIDIMENSIONNELS DE SURFACE DANS LA PLANIFICATION DES TRAITEMENTS ORTHODONTIQUES...	63
A.	<i>Évaluation, à l'aide des scans faciaux, de la modification des tissus mous induite par l'orthopédie dento-faciale.....</i>	63
B.	<i>Prévision des changements des tissus mous induits par les traitements orthodontiques</i>	67
	CONCLUSIONS	70
	ANNEXES.....	72
	RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	74

Table des figures et tableaux

FIGURE 1 : DISTORSION GEOMETRIQUE DE LA CEPHALOMETRIE (3).....	10
FIGURE 2 : COMPARAISON ENTRE UNE PHOTOGRAPHIE EXOBUCCALE DE FACE ET UN SCAN 3D (15)	11
FIGURE 3 : ILLUSTRATION DU PHYSIOPRINT DE SASSOUNI (18)	12
FIGURE 4 : COMPARAISON AVEC ET SANS CALIBRATION (27).....	15
FIGURE 5 : POSITIONNEMENT DU SUJET POUR LA REALISATION DU SCAN, ICI AVEC UN SYSTEME 3dMD® (3dMD LLC, 2015)(10) ..	16
FIGURE 6 : SCHEMA D'UN MAILLAGE (27).....	17
FIGURE 7 : ACQUISITION PAR TEMPS DE VOL (30)	18
FIGURE 8 : ACQUISITION PAR TRIANGULATION (30)	18
FIGURE 9 : ACQUISITION PAR LUMIERE STRUCTUREE (8).....	19
FIGURE 10 : SCANNER A LUMIERE STRUCTUREE MORPHEUS 3D® (MORPHEUS Co., 2020) (11).....	20
FIGURE 11 : ACQUISITION PAR STEREOPHOTOGRAMMETRIE (34).....	21
FIGURE 12 : SCANNER STEREOPHOTOGRAMMETRIQUE VECTRA H1® (CANFIELD SCIENTIFIC, 2017)(11).....	22
FIGURE 13 : STEREOPHOTOGRAMMETRIE VIDEO 3dMDFACE SYSTEM® (3dMD LLC, 2015)(11)	23
FIGURE 14 : ILLUSTRATION DE LA COMPARAISON ENTRE LE SCANNER 3dMD FACE SYSTEM ET LES APPLICATIONS POUR SMARTPHONE POLYCAM®, 3D SCANNERAPP® ET EM3D® (SOURCE PERSONNELLE).....	24
FIGURE 15 : COMPARAISON, SUR LE LOGICIEL BLENDER®, ENTRE UN SCANNER DE HAUTE (A GAUCHE) ET DE FAIBLE (A DROITE) RESOLUTION (SOURCE PERSONNELLE).....	26
FIGURE 16 : INTERACTION EN EXACTITUDE ET PRECISION (27).....	27
FIGURE 17 : POINTS DE REPERES DES TISSUS MOUS DE LA FACE SUR UN SCAN 3D DU VISAGE (48)	30
FIGURE 18 : PLACEMENT AUTOMATIQUE DES POINTS DE REPERES DES TISSUS MOUS DE LA FACE AVEC L'APPLICATION CLINIFACE® (SOURCE PERSONNELLE)	32
FIGURE 19 : ANALYSE ANTHROPOMETRIQUE MANUELLE (48)	34
FIGURE 20 : SUPERPOSITION DE DEUX CBCT SUR LA BASE CRANIEENNE ANTERIEURE (53).....	35
FIGURE 21 : ALIGNEMENT BASE SUR LES POINTS DE REPERES AVEC LE LOGICIEL CLOUD COMPARE® AFIN DE COMPARER ENTRE EUX DEUX SCANNERS DIFFERENTS, L'UN REALISE AVEC LE SCANNER 3dMD FACE SYSTEM® ET L'AUTRE AVEC L'APPLICATION POUR SMARTPHONE POLYCAM® (SOURCE PERSONNELLE).....	36
FIGURE 22 : SUPERPOSITION BASEE SUR LA SURFACE ET CARTE COLORIMETRIQUE A L'AIDE DU LOGICIEL CLOUD COMPARE® (SOURCE PERSONNELLE)	37
FIGURE 23 : COURBE DE CROISSANCE 3D POUR DES GARÇONS ET DES FILLES DU MEME AGE (59)	38
FIGURE 24 : COMPARAISON DES CHANGEMENTS DE SURFACE FACIALE CHEZ UN GARÇON EN CROISSANCE (57)	39
FIGURE 25 : COURBE DE CROISSANCE SYNTHETIQUE : A GAUCHE, LE SCAN A UN AGE A, AU MILIEU, LE SCAN A UN AGE B ET A DROITE, LE SCAN SYNTHETIQUE PREDISANT LA CROISSANCE A PARTIR DU SCAN A (59)	40
FIGURE 26 : SCHEMA DE L'APPROCHE BASEE SUR LES POINTS DE REPERES (67)	44
FIGURE 27 : SCHEMATISATION DE L'ANALYSE EN IMAGE-MIROIR POUR LES ASYMETRIES FACIALES (71)	45
FIGURE 28 : À GAUCHE LA SUPERPOSITION EN IMAGE-MIROIR ET A DROITE LA SUPERPOSITION AVANT ET APRES CHIRURGIE (70)	46

FIGURE 29 : ILLUSTRATION DE L'HETEROGENEITE SYNDROMIQUE CHEZ DES INDIVIDUS ATTEINTS D'ACHONDROPLASIE, MONTRANT LES VARIATIONS DE FORME PAR RAPPORT A LA MOYENNE. EN HAUT, UN PHENOTYPE SEVERE ET EN BAS, UN PHENOTYPE PEU MARQUE (76).....	48
FIGURE 30 : EXEMPLE D'UN PATIENT VIRTUEL AVEC EN HAUT LES ARCADES DENTAIRES NUMERIQUES (A GAUCHE), LE CBCT (AU MILIEU) ET LE SCAN FACIAL (A DROITE), ET EN BAS LEUR SUPERPOSITION (84).....	51
FIGURE 31 : ÉTAPES DE SUPERPOSITION DES DONNEES AFIN DE CREER LE PATIENT VIRTUEL (87).....	53
FIGURE 32 : ÉTAPES DE LA PLANIFICATION CHIRURGICALE VIRTUELLE (92)	56
FIGURE 33 : SEGMENTATION DE LA MANDIBULE (97).....	57
FIGURE 34 : TRAITS D'OSTEOTOMIES A LA MANDIBULE (97)	57
FIGURE 35 : EXEMPLE DE REPOSITIONNEMENT DES SEGMENTS OSSEUX DANS UN CAS D'AVANCEE MANDIBULAIRE ET DE GENIOPLASTIE (97)	58
FIGURE 36 : INTERACTION ENTRE LES TISSUS MOUS ET LES STRUCTURES SQUELETTIQUES SOUS-JACENTES (97)	58
FIGURE 37 : ILLUSTRATION D'UN SYSTEME DE GUIDAGE VIRTUEL LORS D'UNE CHIRURGIE ORTHOGNATHIQUE (92)	60
FIGURE 38 : EXEMPLE DE L'ANALYSE 3D AVEC 22 POINTS DE REFERENCE ET CARTOGRAPHIE COULEUR (15)	64
FIGURE 39 : CARTOGRAPHIES COULEUR MONTRANT LES CHANGEMENTS DES TISSUS MOUS LA FACE CHEZ LE GROUPE CONTROLE (A ET B) ET CHEZ LE GROUPE AVEC EXTRACTION DE 4 PREMOLAIRES (C ET D), AVEC EN BLEU LE DEPLACEMENT, VERS L'INTERIEUR DES TISSUS MOUS PAR RAPPORT AU SCAN INITIAL A T0 (106)	65
FIGURE 40 : CARTOGRAPHIES COULEUR COMPARANT LES MODIFICATIONS DES TISSUS MOUS DANS LE GROUPE EXTRACTIONS (A ET B) ET DANS LE GROUPE SANS EXTRACTIONS (C ET D) (107)	66
FIGURE 41 : COMPARAISON DES CHANGEMENTS PREDITS (EN BLEU) AVEC LES CHANGEMENTS REELS (EN ROUGE) DES TISSUS MOUS (108)	67
FIGURE 42 : COMPARAISON ENTRE LE SCAN PRE-TRAITEMENT (EN GRIS), LE SCAN POST-TRAITEMENT (EN BLEU) ET LE SCAN POST-TRAITEMENT SIMULE (EN ROUGE) (102)	68
TABLEAU 1 : COMPARAISON ENTRE PHOTOGRAPHIE 2D ET SCAN 3D	14
TABLEAU 2 : COMPARAISON DES DIFFERENTS TYPES DE SCANNERS TRIDIMENSIONNELS DE LA FACE	29
TABLEAU 3 : COMPARAISON ENTRE PLACEMENTS MANUEL ET AUTOMATIQUE DES POINTS DE REPERES DES TISSUS MOUS DE LA FACE .	31

LISTE DES ABRÉVIATIONS

- 2D : deux dimensions
- 3D : trois dimensions
- CBCT : Cone Beam Computed Tomography ; Tomographie volumique à faisceau conique
- RGB-D : Red, Green, Blue, Depth ; Rouge, Vert, Bleu, Profondeur
- ICP : Iterative Closest Point ; méthode itérative des points les plus proches
- ATM : Articulation Temporo-Mandibulaire
- CNN : réseaux neuronaux convolutifs
- CAO/FAO : Conception Assistée par Ordinateur/Fabrication Assistée par Ordinateur

INTRODUCTION

Depuis l'introduction du céphalomètre par Broadbent en 1931(1), les méthodes de diagnostic en orthodontie ont traditionnellement reposé sur des représentations bidimensionnelles (2D) de la morphologie crâniofaciale des patients. Ces techniques incluent principalement les photographies exobuccales, les orthopantomogrammes et les téléradiographies de profil. Les photographies exobuccales fournissent une vue objective pour évaluer les proportions du visage et du sourire, tandis que les téléradiographies de profil permettent de visualiser la relation entre les tissus mous et structures osseuses et dentaires sous-jacentes (2,3).

Cependant, ces techniques d'imagerie bidimensionnelle présentent des limites significatives, le principal inconvénient étant la perte d'informations tridimensionnelles (3D). En effet, l'imagerie 2D ne représente qu'une vue plane d'une structure 3D, omettant les informations sur la profondeur et la relation spatiale des différents éléments anatomiques (4,5).

L'approche diagnostique actuelle en orthodontie met de plus en plus l'accent sur les tissus mous, nécessitant ainsi de nouvelles méthodes (6,7). C'est dans ce contexte qu'ont émergé les techniques d'imagerie 3D, parmi lesquelles, les scanners tridimensionnels de surface. Les premiers scanners à lumière structurée ont été testés en orthodontie dans les années 1980 pour obtenir des images 3D du visage de manière non invasive, suivis par les scanners laser dans les années 1990 pour le suivi de la croissance (8,9).

Les scanners tridimensionnels de surface présentent plusieurs avantages : ils offrent une représentation complète du visage dans les trois dimensions, ils ne sont pas irradiants, ils permettent des mesures et des analyses quantitatives précises avec la possibilité de les intégrer à d'autres systèmes d'imagerie 3D (10,11).

Néanmoins, l'adoption de l'imagerie tridimensionnelle de surface en orthodontie fait face à plusieurs obstacles : un coût élevé, une logistique parfois contraignante et un temps de capture variable qui peut affecter la qualité du scan (10,11).

Ainsi, le but de ce travail de thèse est d'étudier le fonctionnement des scanners tridimensionnels de surface et d'explorer leurs applications, tant sur le plan diagnostic que sur leur rôle dans la planification des traitements.

Nous aborderons dans un premier temps le principe de fonctionnement des différents types de scanners tridimensionnels de surface, ainsi que leurs critères de sélection et contraintes cliniques associées. Dans un second temps, nous détaillerons leurs applications diagnostiques : analyse de la morphologie faciale, suivi de la croissance, quantification des asymétries et phénotypage syndromique. Enfin, nous explorerons dans la troisième partie leur rôle dans la planification virtuelle des traitements orthodontiques et orthodontico-chirurgicaux à travers la création de patients virtuels.

I. Description et fonctionnement des scanners de surface

1. Généralités et principe de fonctionnement des scanners 3D

A. Techniques d'imagerie bidimensionnelle en orthodontie

Depuis l'introduction du céphalomètre par Broadbent en 1931(1), les méthodes de diagnostic en orthodontie reposent sur des représentations bidimensionnelles (2D) de la morphologie crâniofaciale des patients. Ces techniques de diagnostic ont peu évolué au cours des 70 dernières années et continuent d'être largement utilisées aujourd'hui.

Les méthodes d'imagerie bidimensionnelle les plus couramment utilisées en orthodontie sont les photographies endo- et exobuccales, les orthopantomogrammes et les téléradiographies de profil.

Les photographies comprennent généralement, une photographie du visage de face, de profil et du sourire. Elles permettent d'obtenir une vue objective du patient pour évaluer les proportions du visage et du sourire (2,3). La cohérence des photographies et leur comparaison au fil du temps est permise grâce à une standardisation de la capture : éclairage, distance focale, positionnement du patient...(12).

Les téléradiographies de profil fournissent peu d'informations sur les tissus mous de la face. Elles permettent de visualiser la relation entre les tissus mous et les structures osseuses sous-jacentes.

Cependant, ces techniques d'imagerie 2D présentent des limites.

Le principal inconvénient est la perte d'informations tridimensionnelles : l'imagerie 2D ne représente qu'une vue plane d'une structure 3D. Elle ne donne pas d'informations sur la profondeur et les relations spatiales des structures anatomiques (4).

La projection des structures anatomiques sur un plan bidimensionnel entraîne des distorsions et des agrandissements. Ces dernières peuvent affecter la précision des mesures et conduire à des erreurs diagnostiques (4,13). Dans la figure ci-dessous, les côtés du cube apparaissent différemment selon leur distance du plan de projection, illustrant les erreurs potentielles dans les mesures céphalométriques (*Figure 1*).

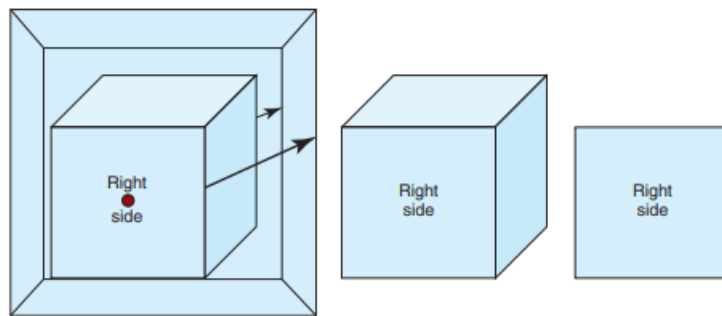


Figure 1 : Distorsion géométrique de la céphalométrie (3)

La céphalométrie est basée sur la superposition des côtés droit et gauche sur le plan sagittal médian. Cependant, il est très rare que l'on observe une symétrie parfaite. La superposition peut donc masquer des détails importants et rendre difficile l'identification de certains points de repères (5).

Les téléradiographies de profil capturent majoritairement des informations sur les tissus squelettiques. Cependant, aujourd'hui, nos traitements se basent de plus en plus sur les tissus mous, et ce changement d'approche implique de nouvelles méthodes diagnostiques (14).

B. Introduction des scans faciaux en orthodontie

Évolution vers l'imagerie tridimensionnelle

L'orthodontie a ainsi connu un changement de paradigme, passant d'une approche centrée sur les structures squelettiques à une approche plus globale, qui prend en compte l'importance des tissus mous (6,7,15)(*Figure 2*).

De plus, les préoccupations esthétiques des patients sont devenues primordiales dans la planification du traitement, ce qui nécessite une évaluation plus précise des tissus mous du visage.

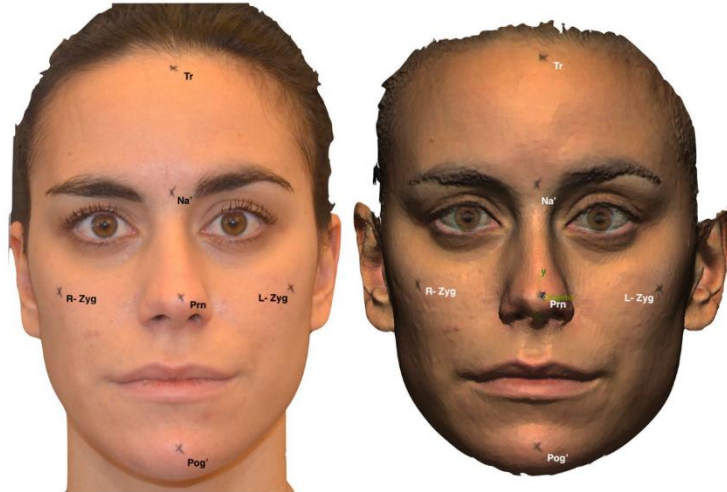


Figure 2 : Comparaison entre une photographie exobuccale de face et un scan 3D (15)

La capture de l'anatomie de surface à l'aide de la photographie tridimensionnelle a été initiée en 1944 par Thalmann. Ce dernier a introduit la stéréophotogrammétrie (5,16,17).

Cette technique était initialement basée sur des mesures, obtenues à partir de photographies bidimensionnelles, qui étaient ensuite transformées en cartes de contour topographique tridimensionnelles à l'aide de machines de traçage (16).

En 1957, Sassouni introduit le physioprint, une méthode d'imagerie permettant d'évaluer les formes tridimensionnelles du visage. Un quadrillage millimétrique est projeté sur le visage du patient et une photographie est prise à angle droit par rapport à cette projection. Cette approche permet de traduire l'architecture tridimensionnelle du visage sur une photographie bidimensionnelle (18)(Figure 3).

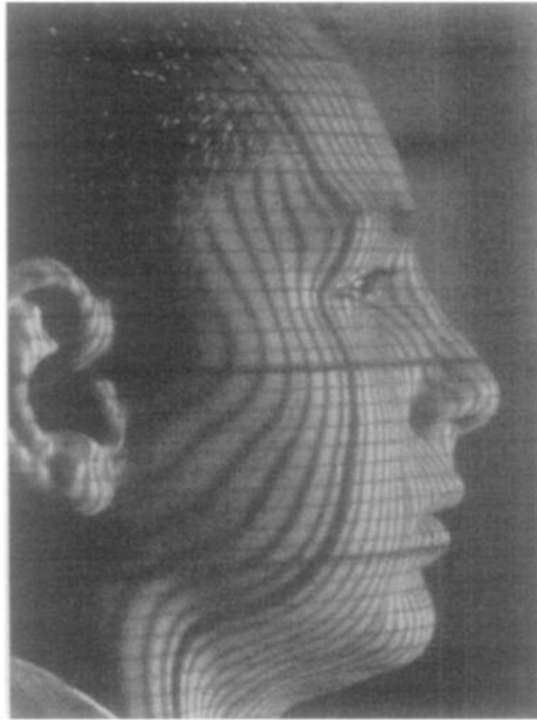


Figure 3 : Illustration du physioprint de Sassouni (18)

Les systèmes tels que la tomographie volumique à faisceau conique (CBCT) ou la tomodensitométrie peuvent apporter des informations sur les tissus mous de la face. Cependant, ils ne constituent pas une référence pour l'analyse faciale exobuccale. De plus, il s'agit de systèmes invasifs car ils exposent le patient aux rayons ionisants (19).

Ainsi, en 1981, les premiers scanners à lumière structurée ont été testés pour obtenir une image 3D du visage, non invasive. Puis, en 1991, le premier système de scanner tridimensionnel au laser a été utilisé par Moss, afin de surveiller les schémas de croissance d'enfants atteints de déformations faciales (3,8,10,20).

Motivation de l'adoption des scanners faciaux 3D en orthodontie

Les scanners tridimensionnels de surface présentent plusieurs avantages :

Représentation : Premièrement, contrairement aux photographies, ils capturent la géométrie complète du visage en trois dimensions en incluant la profondeur, le volume et la topographie de la surface (16).

De plus, à partir d'une seule acquisition, il est possible de créer une multitude de vues 3D sans avoir à repositionner le patient (17).

Invasivité : L'acquisition de ces scans est non invasive et n'expose pas le patient aux radiations. Cela permet, par exemple, de réaliser des scans réguliers afin de suivre la croissance d'un patient (10,11,21).

Mesures et analyse : Ils permettent de réaliser des analyses quantitatives en effectuant des mesures linéaires, angulaires, de surface et de volume. Les mesures sont précises et ne sont pas soumises aux distorsions inhérentes à l'imagerie 2D (21,22). Les mesures réalisées informatiquement sur les images 3D sont précises, reproductibles et comparables aux mesures directes sur le patient (23).

Intégration : Certains systèmes permettent de fusionner les données de la surface 3D des tissus mous avec des images radiographiques type CBCT, mais aussi avec des modèles dentaires numériques (24).

Comparés aux photographies 2D traditionnelles, les scanners tridimensionnels de surface présentent des avantages significatifs en termes de représentation, de précision des mesures et de capacité d'analyse. Bien que les photographies 2D soient utilisées pour la documentation visuelle, les scanners 3D offrent une approche plus complète et des applications cliniques variées.

Obstacles des scanners 3D faciaux en orthodontie

Malgré ses avantages, l'adoption de l'imagerie tridimensionnelle de surface en orthodontie peut être freinée par plusieurs facteurs :

Coût élevé des technologies : La plupart des scanners faciaux sont onéreux, ce qui constitue un obstacle majeur. Leur accessibilité s'en retrouve limitée pour de nombreux cabinets, bien qu'aujourd'hui des scanners plus abordables commencent à être disponibles sur le marché. Le prix des scanners varie de quelques milliers à plusieurs dizaines de milliers d'euros (10,11,21).

Logistique : Certains systèmes nécessitent une pièce dédiée. Aujourd'hui, les scanners ont tendance à se miniaturiser, faisant approximativement la taille d'un appareil photo. Certains sont portatifs et offrent ainsi une plus grande maniabilité (25).

Temps de capture : Long sur les premiers scanners, il tend à se réduire de plus en plus. Les scanners les plus rapides prennent moins d'une seconde, les plus longs peuvent aller jusqu'à une minute (11,26).

Taille des fichiers : un scan du visage est en moyenne 30 fois plus lourd qu'une photographie. Il faut compter environ 50 Mo pour un scan 3D du visage.

	Photographie 2D	Scan 3D
Représentation	Bidimensionnelle, plusieurs photos requises pour l'analyse faciale (de face, de profil, en extension...)	Tridimensionnelle, possibilité de visualisation sous différents angles
Invasivité et radiations	Non invasif, sans radiation	Non invasif, sans radiation
Durée d'acquisition	Capture rapide	Dépend du système utilisé, longue durée pour certains (plusieurs secondes)
Analyse	Limitée à l'évaluation visuelle et la documentation. Mesures influencées par la perspective et la distorsion	Permet de réaliser des mesures précises et reproductibles, ainsi que des superpositions
Intégration	Pas d'intégration avec d'autres systèmes d'imagerie, ou très limitée	Fusion possible avec un CBCT, modèles dentaires numériques
Coût	Faible (1500-5000 euros)	Élevé (5000-150 000 euros)

Tableau 1 : Comparaison entre photographie 2D et scan 3D

C. Processus d'acquisition des scans

Il est important de comprendre comment les scans faciaux sont réalisés en pratique, car la qualité et leur précision dépendent d'un protocole rigoureux.

La méthode de réalisation des scans est relativement similaire entre les différents types de scanner et peut se diviser en 3 étapes.

1. Préparation et calibration des scanners

La calibration des caméras et des capteurs est une étape clé nécessaire à la précision et la reproductibilité des scans.

L'étalonnage de la caméra est un processus qui permet de déterminer les paramètres internes de la caméra. En corrigeant les distorsions de l'objectif, on obtient une relation précise entre les pixels de l'image 2D et les points correspondants dans l'espace 3D. Cela est essentiel pour obtenir des mesures 3D exactes avec un système d'imagerie basé sur des capteurs 2D (8). Sur la figure, on observe sur l'image de gauche un scan réalisé avec un scanner non étalonné. Les détails sont flous et les structures sont déformées. À droite, les détails sont nets et les formes bien définies, ce qui traduit une reconstruction de haute qualité (*Figure 4*)(27).



Figure 4 : Comparaison avec et sans calibration (27)

L'acquisition est généralement réalisée dans une pièce dédiée, en particulier si le système est fixe. Les conditions de prise de vues ont besoin d'être standardisées, notamment l'éclairage, qui affecte particulièrement certains systèmes (8,25).

2. Positionnement du sujet et capture des scans

Pour l'acquisition du scan, le sujet doit être assis, généralement sur un tabouret, dont la hauteur est réglable (28).

Il est recommandé de placer le sujet en position naturelle de la tête. Elle est définie comme la position de la tête lorsque le sujet regarde au loin et que son axe visuel est parallèle au sol (29).

Une fois le sujet correctement placé, la capture peut être réalisée (*Figure 5*).



Figure 5 : Positionnement du sujet pour la réalisation du scan, ici avec un système 3dMD® (3dMD LLC, 2015)(10)

3. Traitement des données et synthèse des images tridimensionnelles

Les données acquises par les scanners sont un ensemble de points que l'on appelle nuage de points. Afin d'être exploitable, il doit être modélisé pour obtenir un rendu qui correspond à l'image 3D finale (28).

Pour cela, les différents points sont reliés entre eux afin de créer des faces, qui sont ensuite assemblées en un maillage, appelé mesh. Ce maillage est formé de plusieurs polygones, généralement des triangles, comme on peut l'observer sur la figure ci-dessous (*Figure 6*). Sur ce maillage, il est possible d'appliquer une texture afin de produire un modèle 3D fidèle à la réalité (27,28).

Les fichiers sont ensuite exportables en plusieurs formats (.obj, .fbx, .stl...) et peuvent être analysés dans le logiciel du constructeur ou dans des logiciels tiers.

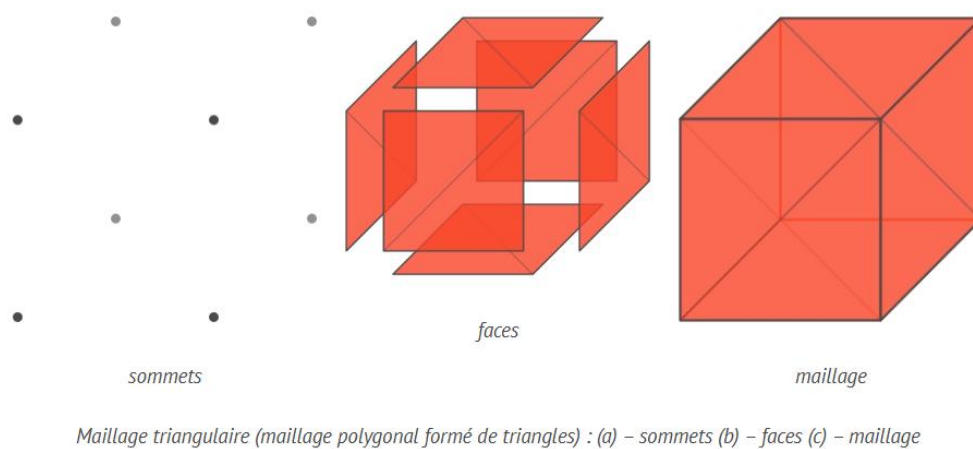


Figure 6 : Schéma d'un maillage (27)

2. Définition et types de scanners de surface

Il existe plusieurs types de scanners de surface qui se différencient par leur méthode de fonctionnement, leur durée d'acquisition et leur résolution. Nous détaillerons ici les principaux types de techniques et d'appareils disponibles sur le marché.

A. Scan laser

Les scans laser fonctionnent en projetant un faisceau laser pour mesurer la distance entre le scanner et la surface de l'objet. Lorsque ce faisceau laser est projeté sur le visage du patient, il est diffusé puis capturé par un détecteur. La distance entre la source, le visage et le détecteur peut être calculée par trigonométrie ou par temps de vol, c'est-à-dire, le temps que met l'impulsion laser à être détectée par le capteur. Cela permet d'obtenir des coordonnées dans les 3 plans de l'espace (9,10,30)(**Erreur ! Source du renvoi introuvable.**) (**Erreur ! Source du renvoi introuvable.**).

On distingue, selon la source du faisceau, deux types de scanners laser :

- les scanners à point unique : ces scanners capturent un point à la fois,
- les scanners à fente : ils projettent une ligne laser au lieu d'un point unique, ce qui leur permet de capturer plus rapidement la morphologie faciale (10).

Les scanners laser sont précis et permettent de capturer des détails fins. Une étude de Gašparović *et al.* en 2023 compare ces scanners laser à des mesures anthropométriques directes du visage. Les auteurs concluent que les scans sont reproductibles entre eux avec une grande précision (différence moyenne entre les scans répétés <1 %) et comparables à des mesures directes (23).

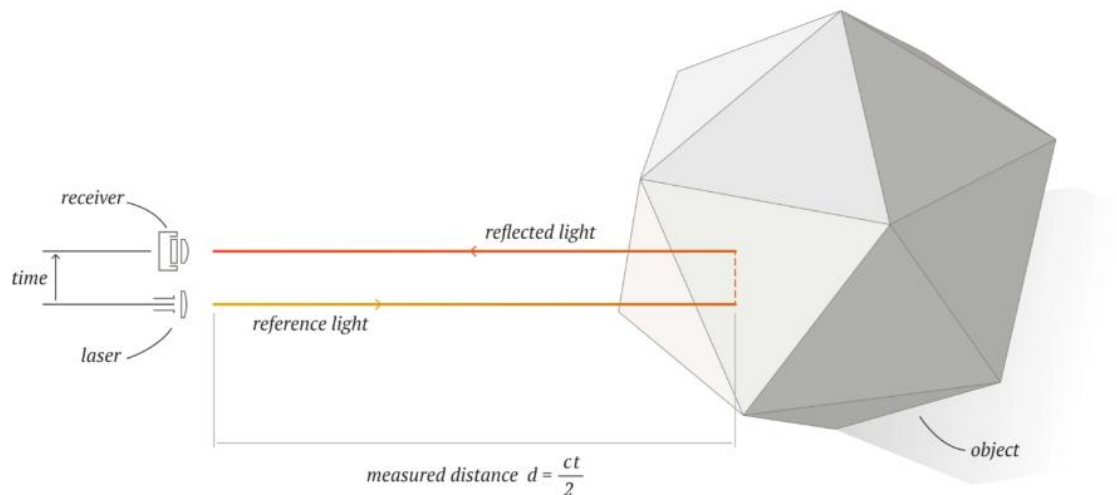


Figure 8 : Acquisition par temps de vol (30)

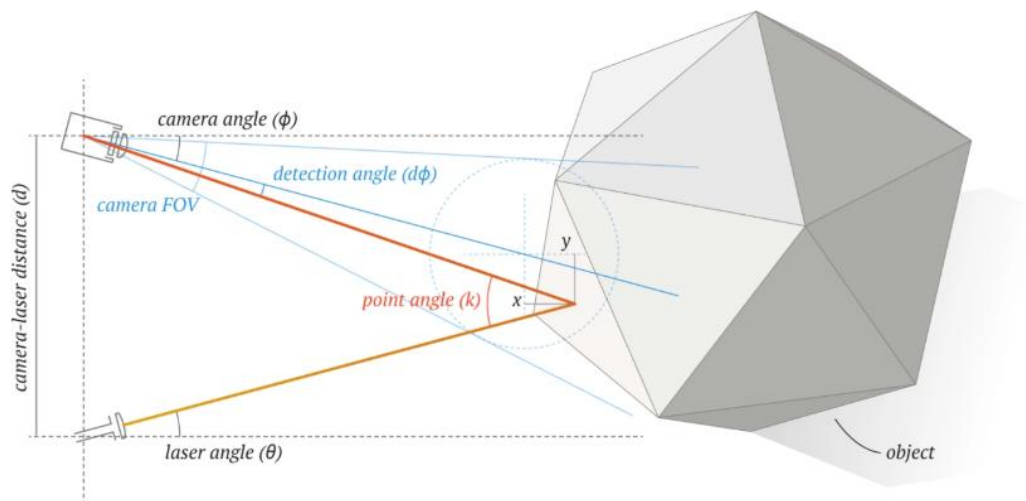


Figure 7 : Acquisition par triangulation (30)

Néanmoins, les scanners laser présentent plusieurs inconvénients.

Environ 10 secondes sont nécessaires pour obtenir une image complète du visage. Des mouvements indésirables du patient peuvent donc interférer sur la qualité du scan, en particulier chez les jeunes patients (4,21).

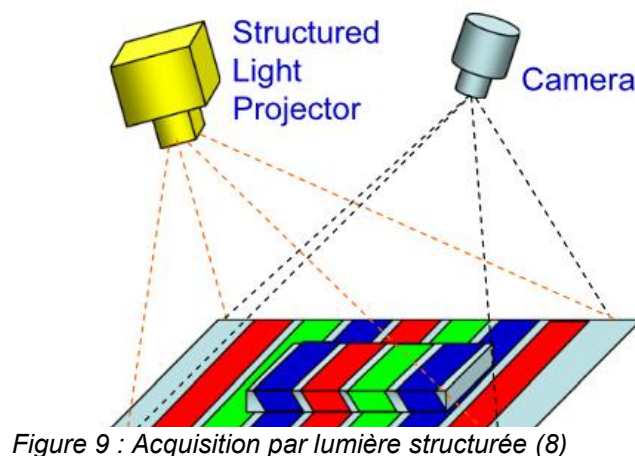
Les scanners laser présentent aussi des difficultés à capturer des surfaces trop sombres ou brillantes. En effet, ces zones peuvent diffuser le faisceau du scanner de manière non prévisible, ce qui rend complexe la capture de la surface, comme le soulignent Gibelli *et al.* (21).

Le faisceau laser projeté est sans danger pour les yeux (9), mais certains auteurs recommandent tout de même que le patient ferme les yeux, ce qui change l'expression faciale naturelle et peut interférer dans le repérage des points dans la région orbitaire (31).

Parmi les scanners laser disponibles sur le marché, on retrouve le Minolta Vivid 910® (Konica Minolta, 2005) ou encore le FastSCAN II® (Polhemus, Colchester, VT, USA).

B. Scan à lumière structurée

Un scanner à lumière structurée fonctionne en projetant un motif lumineux (rayure, grille, point...) sur la surface de l'objet à scanner. Une caméra, placée à un angle différent du projecteur, capture l'image du motif projeté sur l'objet à scanner. C'est la déformation du motif lumineux qui, analysée par un logiciel, permet de calculer la distance entre le projecteur et le visage du patient. Ces données sont ensuite utilisées pour reconstruire la surface en 3D (8,17)(Figure 9).



Les scanners à lumière structurée ont plusieurs avantages. Ils capturent des images en seulement quelques millisecondes, ce qui limite les artefacts liés aux mouvements (11). De plus, de nombreux scanners à lumière structurée sont portables. Cela facilite

leur utilisation en pratique quotidienne, comme le soulignent Maie et Lee dans leur méta-analyse sur la précision des scanners mobiles (32)(Figure 10).

Cependant, ces scanners peuvent être sensibles à l'éclairage environnant, ce qui affecte la précision du scan. Ils peuvent aussi rencontrer des difficultés à capturer des surfaces texturées, comme la pilosité faciale ou les cheveux (11).



Figure 10 : Scanner à lumière structurée Morpheus 3D® (Morpheus Co., 2020) (11)

C. RGB-D

Les scanners RGB-D (Red, Green, Blue, Depth) fonctionnent en combinant des informations de couleurs (Rouge, Vert, Bleu) et de profondeur. Pour mesurer la profondeur, ils utilisent un laser projeté sur la surface à scanner. La distance à un point est déterminée par le temps que met le signal à revenir au capteur après avoir atteint la surface de l'objet (11,23).

Comparés à d'autres scanners haut de gamme, les scanners RGB-D sont généralement plus économiques. Ils sont aussi souvent portables, mais ils capturent des images de plus faible résolution (11) et peuvent être sensibles aux conditions d'éclairage.

D. Stéréophotogrammétrie

Les systèmes stéréophotogrammétriques sont considérés par certains auteurs comme le gold standard pour l'acquisition de scan 3D du visage, en anthropométrie ou en orthodontie (11,21,33).

La stéréophotogrammétrie est basée sur l'utilisation de deux ou plusieurs caméras pour capturer des images d'un objet sous différents angles. La combinaison de ces différentes images permet de reconstruire le modèle en trois dimensions (25,34). Comme pour la vision binoculaire humaine, elle exploite la différence de perspective entre les images pour reproduire la surface (*Figure 11*).

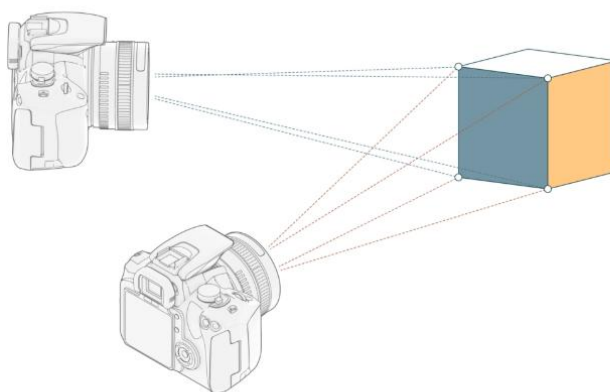


Figure 11 : Acquisition par stéréophotogrammétrie (34)

Le processus se déroule en plusieurs étapes. D'abord, l'acquisition des images, à l'aide de différentes caméras synchronisées. Puis, un algorithme identifie des points similaires entre les différentes images capturées. Ensuite, le calcul de la profondeur est réalisé par triangulation. Pour un même point, la distance est calculée entre les différentes caméras et permet de déterminer la profondeur. Enfin, à partir de l'ensemble de ces informations, un nuage de points 3D est généré. Ce nuage de points est ensuite transformé en un maillage représentant la surface de l'objet scanné (21).

Il existe deux types de techniques : la stéréophotogrammétrie active et passive. Dans la technique active, en plus des images acquises par les caméras, un motif lumineux est projeté sur la surface de l'objet à scanner. Cette technologie reprend celle des scanners à lumière structurée, et permet d'améliorer la précision du scan (11).

Ces scanners présentent de nombreux avantages. Tout comme les autres scanners présentés dans cette partie, cette technique est non invasive : elle est sans contact et n'utilise pas de rayons ionisants (4,35).

Ils sont très précis et reproductibles. Ils permettent d'obtenir des scans avec une précision inframillimétrique (17,28).

Un des atouts majeurs des scanners stéréophotogrammétriques est leur rapidité de capture. D'après les auteurs, le temps de capture est de 1,5 à 2 ms (17,35).

Malgré leur rapidité de capture, ces scanners sont tout de même sensibles aux mouvements du sujet. De plus, ils rencontrent des difficultés à capturer certaines surfaces, comme les zones réfléchissantes (yeux), ou les surfaces texturées (cheveux, pilosité faciale).

Parmi les caméras disponibles, on peut retrouver le 3dMD FaceSystem® (3dMD LLC, 2015) ou encore le Vectra M3® (Canfield Scientific, 2017)(Figure 12).



Figure 12 : Scanner stéréophotogrammétrique Vectra H1® (Canfield Scientific, 2017)(11)

E. 4D Imaging (stéréophotogrammétrie vidéo)

Certains systèmes, comme 3dMD® (3dMD LLC, 2015) ou DI4D® (Dimensional Imaging, 2018), ont la capacité de capturer des images 3D en mouvement. Cela

permet d'analyser des fonctions dynamiques, comme le sourire, la parole ou encore la mastication (10).

Le principe de fonctionnement est le même que pour les scanners stéréophotogrammétriques, mais les caméras capturent 60 images par seconde. Un logiciel permet ensuite de créer une séquence vidéo du modèle 3D. Ce système offre une grande précision dans la capture des mouvements faciaux. Shujaat *et al.* retrouvent une erreur moyenne absolue inférieure à 0,55 mm (36).



Figure 13 : Stéréophotogrammétrie vidéo 3dMDface system® (3dMD LLC, 2015)(11)

Bien que ces systèmes soient innovants, ils restent peu accessibles en pratique clinique. En effet, ces scanners sont très coûteux, de 30 000 US\$ à 140 000 US\$ (35). De plus, ils nécessitent des logiciels spécialisés et une expertise technique, car la quantité de données générées est bien plus importante comparée à un scanner tridimensionnel classique (36)(Figure 13).

F. Smartphones

Aujourd'hui, certains smartphones peuvent réaliser des scans faciaux du visage. Les technologies mobiles tirent parti des capacités matérielles avancées des smartphones modernes, notamment les systèmes de caméra LiDAR (Light Detection and Ranging) et TrueDepth® de Apple®, capable de projeter et d'analyser des milliers de points infrarouges pour créer des cartes de profondeur précises (37–40).

Ainsi, dans le cadre de mon mémoire pour l'obtention du Diplôme d'Études Spécialisées en Orthopédie Dento-Faciale (ODF), nous avons mis en place au sein de la structure d'ODF des Hôpitaux Universitaires de Strasbourg une étude portant sur la comparaison entre 3 applications pour smartphone (Polycam®, 3D ScannerApp® et EM3D®) et le scanner 3dMD FaceSystem®, afin d'évaluer la précision des scans faciaux réalisés avec les smartphones et leur potentiel applicabilité clinique (*Figure 14*) (Annexe 1). Pour ce faire, 30 participants ont été scannés à l'aide des 4 types de scanner. Les scans réalisés sur smartphone ont été superposés au scan réalisé par le scanner professionnel 3dMD FaceSystem®. Une analyse quantitative a permis d'évaluer les écarts en mm par rapport au scan 3dMD FaceSystem®. Elle a été complétée par une analyse descriptive des zones de la face les moins reproductibles.

L'analyse des 90 scans a montré que les applications Polycam™ et 3D Scanner App™ présentent une précision proche de celle du scanner 3dMD™, avec respectivement 1,73% et 1,91% des points ayant une déviation supérieure à 2 mm par rapport au référentiel. Cependant, d'après les cartes colorimétriques des superpositions, la majorité de ces imprécisions se situent dans la région péri-buccale. L'application EM3D™ s'est révélée être la moins précise des 3 ($p < 0,0001$), avec 15,40% des points dont la déviation est supérieure à 2mm.

Les applications Polycam™ et 3D Scanner App ont démontré une bonne précision, suggérant leur viabilité clinique comme alternatives aux scanners hauts de gamme en orthodontie pour la réalisation d'un scan facial.



Figure 14 : Illustration de la comparaison entre le scanner 3dMD FaceSystem et les applications pour smartphone Polycam®, 3D ScannerApp® et EM3D® (source personnelle)

Plusieurs études antérieures ont déjà exploré cette comparaison. Bien que certaines aient trouvé des similitudes partielles, d'autres ont noté des différences statistiquement significatives dans certaines mesures. Cela souligne la nécessité de réaliser plus d'études sur le sujet, afin de pouvoir déterminer la validité clinique des scans faciaux réalisés avec des smartphones (37–40).

3. Critères de sélection et considérations cliniques pour le choix d'un scanner 3D de surface

A. Précision et résolution

Les trois indicateurs principaux de la performance d'un scan 3D sont la résolution, l'exactitude et la précision (27).

La résolution représente la quantité d'informations qu'un appareil peut recueillir sur une zone spécifique de la surface d'un objet. Elle détermine la taille minimale entre deux points dans un nuage de points 3D, influençant ainsi la capacité à capturer des détails fins et à produire des modèles 3D réalistes (*Figure 15*).



Figure 15 : Comparaison, sur le logiciel Blender®, entre un scanner de haute (à gauche) et de faible (à droite) résolution (source personnelle)

L'exactitude (accuracy) concerne la fidélité des données collectées par rapport aux dimensions réelles de l'objet scanné (*Figure 16*).

La précision évalue la cohérence, la répétabilité et la reproductibilité des mesures. Elle est mesurée par des tests répétés, où une faible variation entre les résultats indique une grande précision. Elle est indiquée en millimètres. La répétabilité concerne des tests réalisés par un même opérateur utilisant le même équipement. La reproductibilité, quant à elle, concerne des tests réalisés avec la même méthode, mais par des opérateurs différents utilisant des équipements différents (41).

La figure 16 schématise le lien entre exactitude et précision.

- Accurate (bonne exactitude) et Precise (précis) : Les mesures sont proches de la valeur réelle et consistantes entre elles.
- Not Accurate (mauvaise exactitude) mais Precise (précis) : Les mesures sont cohérentes mais décalées par rapport à la valeur réelle.
- Accurate (bonne exactitude) mais Not Precise (pas précis) : Les mesures sont proches de la valeur réelle mais dispersées.
- Not Accurate (mauvaise exactitude) et Not Precise (pas précis) : Les mesures sont dispersées et décalées par rapport à la valeur réelle.

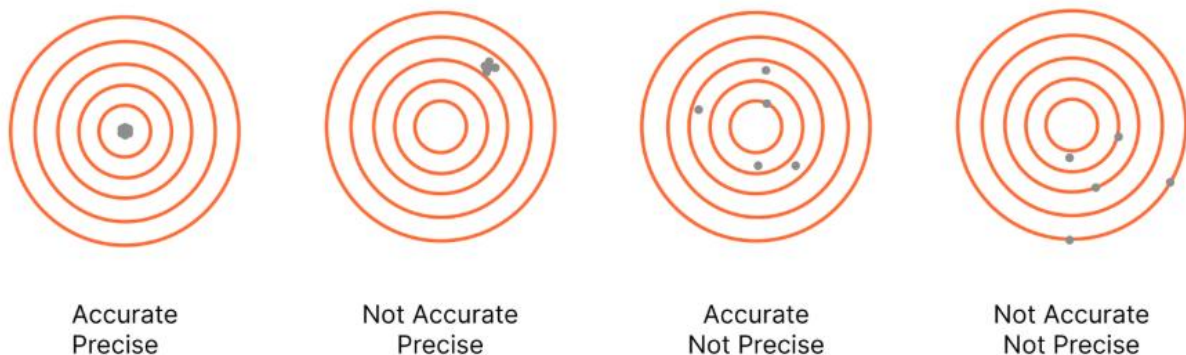


Figure 16 : Interaction en exactitude et précision (27)

Pour une utilisation clinique, une précision inférieure à 2 mm est un minimum nécessaire. Certains scanners offrent une précision inframillimétrique, allant jusqu'à des valeurs inférieures à 0,2 mm (17).

Ces trois indicateurs sont donc à prendre en compte pour l'exploitation attendue du scan. Une plus grande précision sera nécessaire pour une planification chirurgicale, comparée à une documentation visuelle à visée diagnostique.

B. Temps de scan et efficacité

Le temps de scan est un facteur crucial dans l'acquisition des scans 3D du visage. Un temps de scan long augmente le risque d'artefact de mouvement et de changement de l'expression faciale du sujet, ce qui compromet la qualité du scan.

Les scanners avec les vitesses d'acquisition les plus rapides sont les scanners stéréophotogrammétriques, comme l'appareil 3dMD® (3dMD LLC, 2015) qui fonctionne avec un temps de capture très court de l'ordre de 1,5 ms (17).

Les scanners RGB-D sont plus lents, ils peuvent atteindre des durées de scan allant jusqu'à 1 minute (11).

Il est préférable d'opter pour des vitesses d'acquisition rapides, en particulier lors d'examens réalisés auprès d'enfants, chez qui le maintien d'une position stable sur une longue durée peut s'avérer difficile (25).

C. Coût et accessibilité

Le coût des scanners varie de quelques centaines d'euros à plusieurs dizaines de milliers d'euros. En effet, le prix augmente avec la qualité des scans, leur précision, la résolution, la rapidité de capture, etc...

Pour des appareils d'entrée de gamme, il faut compter quelques centaines d'euros (21).

Pour des scanners milieu de gamme, les prix sont de plusieurs milliers à plusieurs dizaines de milliers d'euros (16,35).

Enfin, les scanners les plus performants, destinés majoritairement à la recherche, peuvent coûter plus de 100 000 euros (35).

Il est donc indispensable de définir ses besoins et ses utilisations précises.

Caractéristiques	Laser	Lumière structurée	RGB-D	Séréophotogrammétrie	Imagerie 4D
Principe	Mesure du temps de vol d'un faisceau laser, triangulation	Projection de motifs lumineux et analyse de la déformation	Combinaison de couleurs et de profondeur	Utilisation de deux caméras ou plus pour triangulation	Capture du mouvement 3D dans le temps
Avantages	<ul style="list-style-type: none"> ○ Précision élevée ○ Non sensible aux conditions d'éclairage ○ Portabilité 	<ul style="list-style-type: none"> ○ Précision élevée ○ Rapide ○ Portabilité 	<ul style="list-style-type: none"> ○ Économique ○ Portabilité 	<ul style="list-style-type: none"> ○ Précision élevée ○ Rapide 	<ul style="list-style-type: none"> ○ Précision élevée ○ Permet d'évaluer le visage en dynamique
Inconvénients	<ul style="list-style-type: none"> ○ Altération de l'expression naturelle si le patient ferme les yeux ○ Temps d'acquisition long ○ Sensibilité aux surfaces brillantes et sombres 	<ul style="list-style-type: none"> ○ Sensibilité aux conditions d'éclairage ○ Difficulté avec les textures complexes (cheveux, pilosité faciale) 	<ul style="list-style-type: none"> ○ Faible précision ○ Temps d'acquisition long 	<ul style="list-style-type: none"> ○ Coût élevé ○ Sensibilité aux surfaces brillantes ○ Difficulté avec les textures complexes (cheveux, pilosité faciale) ○ Système volumineux (requiert un espace dédié) 	<ul style="list-style-type: none"> ○ Coût élevé ○ Sensibilité aux surfaces brillantes ○ Difficulté avec les textures complexes (cheveux, pilosité faciale) ○ Système volumineux (requiert un espace dédié)
Précision moyenne	0,3 à 0,5mm (10,42)	<0,5mm (17)	<1,5mm (32)	<0,2 à 0,4mm (17,28)	<0,2 à 0,4mm (17,28)
Temps de scan	10s à 1min (11)	0,5 à 2s (11,17)	1min (11)	<1s (17)	Dépend de la durée de la vidéo
Coût	≈ 5000 à 50 000 €	≈ 10 000 à 50 000 €	≈ 100 à 5000 €	≈ 50 000 à 150 000 €	≈ 50 000 à 150 000 €
Exemples	<ul style="list-style-type: none"> ○ Minolta Vivid 910® (Konica Minolta, 2005) ○ FastSCAN II® (Polhemus, Colchester, VT, USA) (11) 	<ul style="list-style-type: none"> ○ Morpheus 3D® (Morpheus Co., 2020) ○ Accu3D® (Glidewell Dental, 2021) (11) 	<ul style="list-style-type: none"> ○ Intel RealSense D435® (Intel, 2018) ○ Azure Kinect DK® (Microsoft, 2019) (11) 	<ul style="list-style-type: none"> ○ Vectra H1® (Canfield Scientific, 2017) ○ 3dMDface system® (3dMD LLC, 2015) (11) 	<ul style="list-style-type: none"> ○ 3dMDface system® (3dMD LLC, 2015) ○ DI4D system® (Dimensional Imaging, 2018) (11)

Tableau 2 : Comparaison des différents types de scanners tridimensionnels de la face

II. APPLICATIONS DIAGNOSTIQUES

1. Diagnostic et analyse de la morphologie faciale

A. Diagnostic exobuccal

Les scans 3D du visage comportent les données suffisantes pour répondre aux aspects principaux du diagnostic exobuccal, comme l'évaluation esthétique du visage dans les trois dimensions, l'analyse des proportions faciales ou encore l'identification des dissymétries (2,3).

Afin de réaliser cette analyse, il convient de placer un ensemble de points de repères à la surface des tissus mous (43). Leur localisation précise permet une évaluation quantitative et objective de la morphologie faciale (35). Sur cette figure, on observe un ensemble de points placés à la surface des tissus mous sur un scan 3D du visage (*Figure 17*).

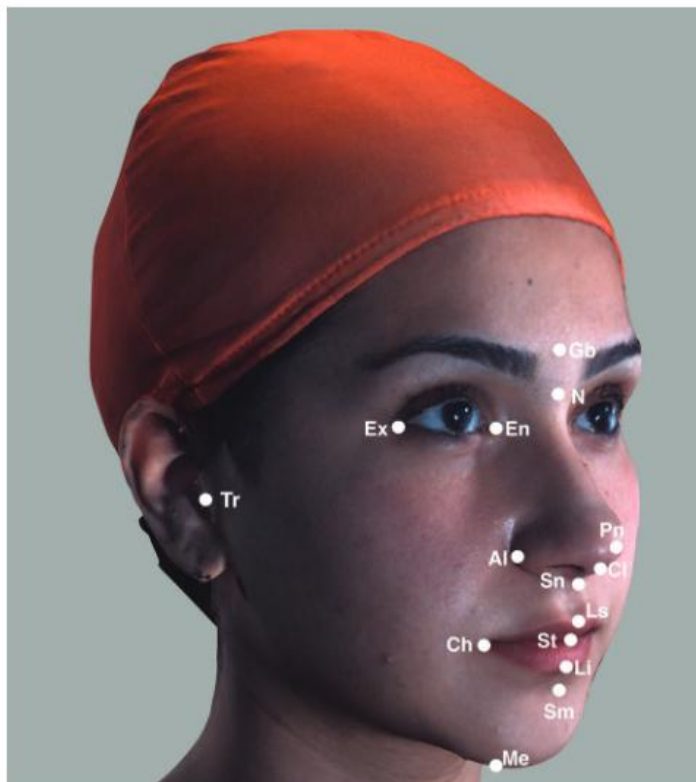


Figure 17 : Points de repères des tissus mous de la face sur un scan 3D du visage (48)

Le placement des points de repères, sur les scans 3D, peut être réalisé manuellement ou de manière automatique.

Placement manuel des points de repères

Il s'agit de la méthode la plus couramment utilisée. Elle est effectuée à l'aide d'un curseur piloté par une souris sur le modèle 3D (44).

L'expérience de l'opérateur influence fortement la fiabilité des données (35).

Le marquage peut être chronophage, surtout lorsqu'il s'agit d'un grand nombre de données ou de patients (45).

Placement automatique des points de repères

L'objectif du placement automatique est d'améliorer la précision des mesures et de réduire les biais humains associés au placement manuel. L'automatisation peut ainsi réduire le temps de placement, bien que certaines méthodes nécessitent un pré-traitement des images 3D (46).

La détection automatisée repose sur la recherche de caractéristiques géométriques spécifiques couplée avec des algorithmes d'intelligence artificielle (45)(Tableau 3).

	Placement manuel	Placement automatique
Méthode	Curseur piloté par une souris sur le modèle 3D	Algorithme de détection automatique
Fiabilité	Influencée par l'expérience de l'opérateur	Moins sujet aux biais humains, potentiellement plus précis
Temps	Long	Court, mais peut nécessiter un pré-traitement des images 3D
Applicabilité	Méthode couramment utilisée	Méthode en développement, nécessite de larges bases de données

Tableau 3 : Comparaison entre placements manuel et automatique des points de repères des tissus mous de la face

Palmer *et al.* (2020) introduisent dans leur article une application gratuite, open-source, de visualisation et d'analyse phénotypique 3D du visage : Cliniface®. Ce logiciel est un exemple d'application permettant le repérage automatique des points de repères. Il offre plusieurs fonctionnalités comme la prise de plus de 50 mesures ou encore la détection de 40 traits phénotypiques (47).

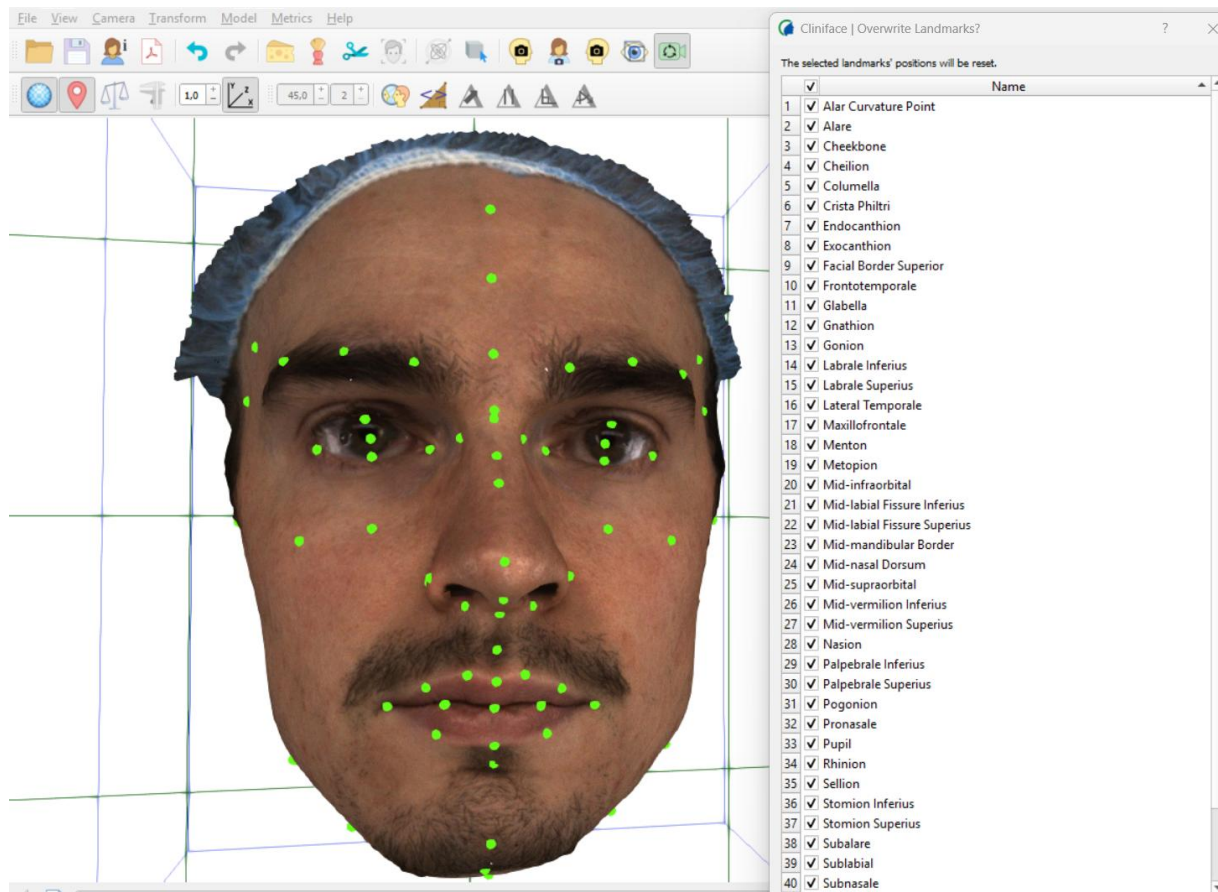


Figure 18 : Placement automatique des points de repères des tissus mous de la face avec l'application Cliniface® (source personnelle)

La figure 16 donne un exemple de repérage automatique des points de repères des tissus mous de la face avec l'application Cliniface®. L'utilisateur peut ensuite déplacer chaque point manuellement et faire des mesures entre les différents points, afin d'établir un diagnostic exobuccal (Figure 18).

Reproductibilité des points de repères

Plusieurs études évaluent la reproductibilité et la précision du placement des points de repères sur les scans 3D.

Baysal *et al.* (2016) ont évalué 34 scans stéréophotogrammétriques et ont identifié 19 points. Ils ont montré une bonne reproductibilité intra- et inter-examineurs pour la majorité des points, avec des différences généralement inférieures à 1 mm (44).

Les mêmes résultats ont été retrouvés par Menéndez López-Mateos *et al.* (2019) qui ont rapporté une reproductibilité moyenne de 1,04 mm sur 100 participants et 30 points de repères (43).

Dindaroğlu *et al.* (2016) ont comparé la reproductibilité des points de repères entre des mesures directes, des photographies 2D et des scans stéréophotogrammétriques 3D. Ils ont trouvé des différences maximales moyennes de 0,5 mm (48).

Gibelli *et al.* ont réalisé, en 2020, une méta-analyse sur la fiabilité des scanners tridimensionnels de surface pour la description de l'anatomie faciale. Les 27 articles retenus ont montré que les scans 3D des visages sont fiables pour la mesure des distances linéaires et des angles. Ils montrent cependant que pour l'analyse de surface, un système permettant une capture rapide est à privilégier pour limiter les artefacts de mouvement (21).

B. Analyse anthropométrique

Comme nous l'avons vu, il est possible de placer avec précision et de manière reproductible des points de repères des tissus mous de la face sur les scans 3D du visage. En plus de leur application diagnostique, ces données peuvent servir en anthropométrie de la face.

L'anthropométrie de la face est définie comme l'analyse objective qui remplace le jugement visuel subjectif (anthroposcopie), par la mesure quantitative des tissus mous du visage (12). Elle comprend la mesure des distances linéaires, des angles et des proportions basées sur des points de repères anatomiques spécifiques du visage (44,45,49).

Le but principal de l'anthropométrie de la face dans la pratique clinique est de déterminer les aberrations morphologiques par rapport à la normale (43).

Tout comme les mesures céphalométriques, les mesures anthropométriques des tissus mous sont utiles dans la comparaison des morphologies, l'évaluation pré et post-chirurgicale ou la définition des phénotypes syndromiques (50).

La méthode traditionnelle d'évaluation de mesures anthropométriques repose sur une évaluation manuelle à l'aide d'instruments standardisés, comme des compas ou des pieds à coulisse (12,50)(Figure 19).



Figure 19 : Analyse anthropométrique manuelle (48)

Cependant, les techniques manuelles ont des limites. Elles doivent être réalisées par un examinateur expérimenté, elles sont longues et invasives et ne sont donc pas souvent tolérées par les jeunes enfants. Il n'est pas non plus possible de remesurer les sujets ou de faire des mesures additionnelles. Enfin, il n'est possible d'obtenir que des distances ou des angles (47,51).

Les techniques 3D offrent une plus grande précision. Les données 3D peuvent être stockées et manipulées facilement ce qui simplifie l'archivage et la conservation des documents (43,48).

Un exemple de base de données de scan 3D du visage pour l'anthropométrie est la 3D Facial Norm Database. Il s'agit d'une ressource en ligne développée par le consortium FaceBase, visant à fournir des données anthropométriques crâniofaciales de haute qualité basées sur la stéréophotogrammétrie 3D (52).

Néanmoins, l'analyse anthropométrique sur des modèles 3D présente aussi des limites. On ne peut pas apprécier la dépressibilité des tissus mous. Il est difficile de réaliser des mesures nécessitant des repères squelettiques. Enfin, d'autres mesures sont rendues impossibles par la présence de pilosité faciale (50).

2. Suivi de la croissance et superpositions

Pour évaluer les changements liés à la croissance, les asymétries ou encore les effets d'un traitement, la superposition d'images à différents intervalles de temps est nécessaire (53,54). Les applications cliniques de la superposition d'images 3D ont contribué à une meilleure compréhension des changements de croissance et des résultats cliniques (55).

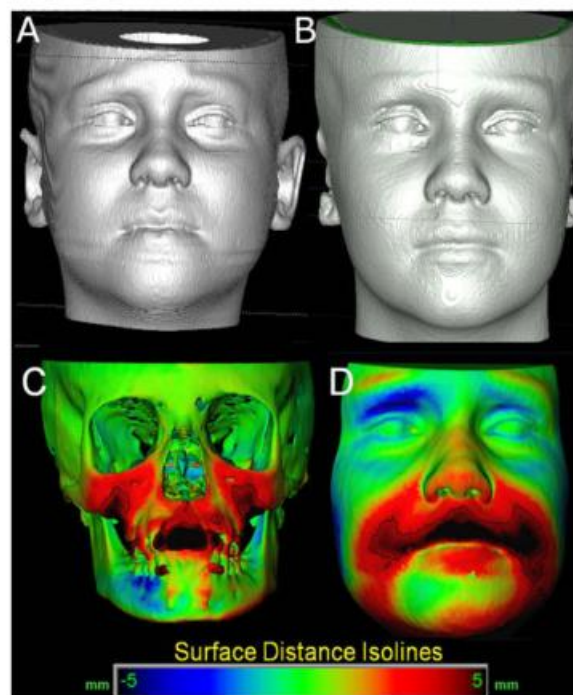


Figure 20 : Superposition de deux CBCT sur la base crânienne antérieure (53)

Les superpositions sont généralement réalisées à partir de téléradiographies de profil ou de CBCT. Elles s'appuient sur des structures stables, squelettiques, qui sont peu susceptibles d'évoluer pendant la croissance crânio-faciale, comme la base crânienne antérieure (53). Cela permet d'objectiver les changements d'autres structures comme les tissus mous de la face.

Sur la figure 18, on observe une superposition de deux CBCT avant et après traitement. La superposition est réalisée sur la base antérieure du crâne et permet de réaliser une cartographie en couleurs de changements squelettiques et des tissus mous (53)(Figure 20).

Avec les scanners tridimensionnels de surface, l'observation des changements des tissus mous est possible (54,56). Cependant, comme aucune structure stable ne permet la superposition, elle doit s'appuyer sur d'autres techniques.

A. Techniques de superposition 3D

Il existe deux techniques de superposition :

- la méthode basée sur les points de repères,
- la méthode basée sur la surface.

Méthode basée sur les points de repères

Cette méthode se base sur une série de points anatomiques de la surface du visage, sélectionnés manuellement de manière identique sur les scans à superposer. La superposition se fait ensuite point par point (54)(Figure 21). La précision de cette méthode est fortement dépendante de l'exactitude et de la fiabilité de l'identification des points de repères, qui peut être sujette à des erreurs (53,55).

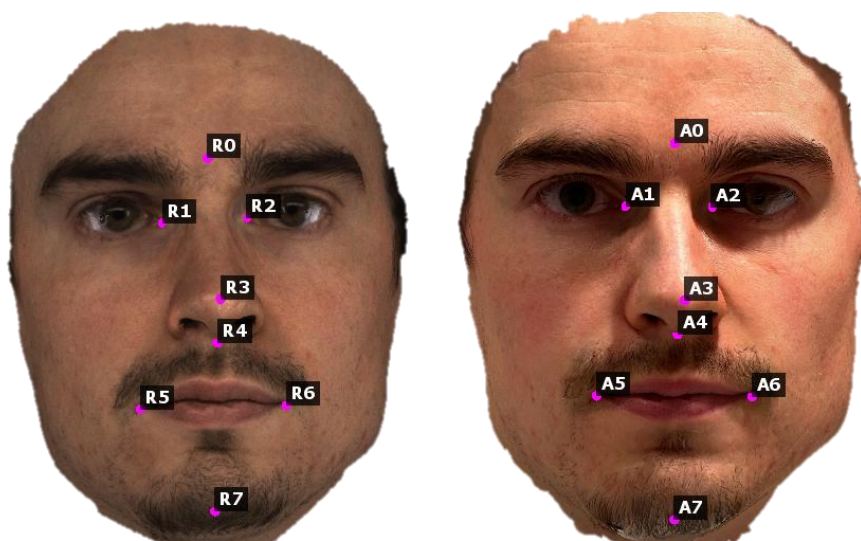


Figure 21 : Alignement basé sur les points de repères avec le logiciel Cloud Compare® afin de comparer entre eux deux scanners différents, l'un réalisé avec le scanner 3dMD FaceSystem® et l'autre avec l'application pour smartphone Polycam® (source personnelle)

Méthode basée sur la surface

Dans cette méthode, plutôt que de superposer des points, un algorithme compare les représentations triangulaires des géométries de surface 3D correspondantes (54).

Cette technique est appelée ICP : méthode itérative des points les plus proches (Iterative Closest Point), elle permet de générer le meilleur ajustement (best fit) entre les 2 scans. On peut en extraire des cartes colorimétriques, comme sur la figure ci-dessous avec, du rouge au bleu, les zones de divergence et de convergence (*Figure 22*).



Figure 22 : Superposition basée sur la surface et carte colorimétrique à l'aide du logiciel Cloud Compare® (source personnelle)

D'après Maal *et al*, l'enregistrement basé sur la surface est une méthode précise pour comparer des photographies 3D du même individu à différents moments (56).

Cependant, d'après Cevitanes *et al*, la surface des tissus mous n'est pas une référence stable pour la superposition car son apparence varie en fonction du poids, de la croissance, du vieillissement, de la posture faciale et des expressions (53).

Dans leur revue systématique de la littérature, Wampfler et Gkantidis concluent qu'il n'existe pas aujourd'hui de méthode largement acceptée pour la superposition sérielle de scans 3D des tissus mous de la face (54).

B. Analyse quantitative des changements de croissance

Les scanners tridimensionnels de surface constituent un outil permettant d'évaluer la croissance et le vieillissement. En superposant des scans 3D à différents intervalles de temps, on peut décrire des changements des tissus mous de la face (54,57,58). De plus, les images contiennent de nombreuses informations qui permettent d'établir des courbes de croissance 3D. Ces courbes peuvent servir de référence normative, afin d'évaluer les anomalies crâniofaciales, mais elles constituent également un outil pour comparer les populations. Enfin, les scans 3D du visage pourraient être utilisés pour estimer l'âge, voire même prédire la croissance (59).

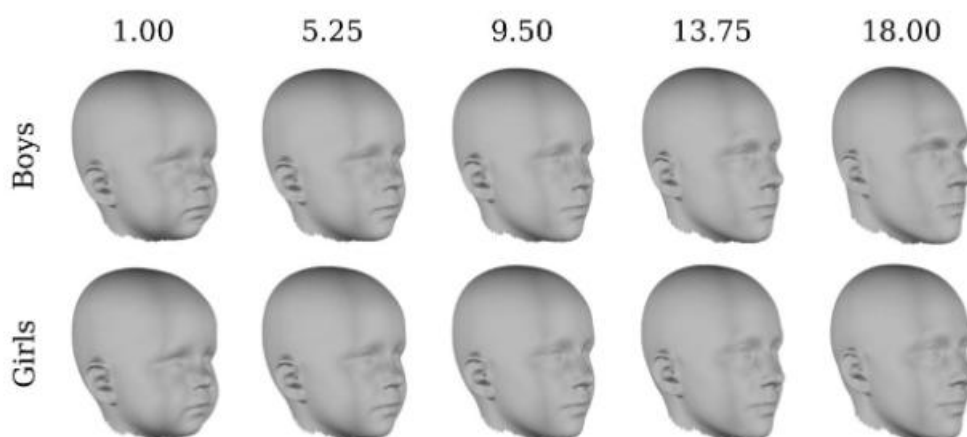


Figure 23 : Courbe de croissance 3D pour des garçons et des filles du même âge (59)

Cette figure montre un exemple d'une estimation de la croissance normale, pour des filles et des garçons du même âge, réalisée à partir d'une base de données de scan 3D de la face (*Figure 23*).

Certaines études se sont portées sur l'évaluation de la croissance en comparant des scans 3D du visage à différents intervalles de temps.

Une étude longitudinale menée par Kau et Richmond (2008)(57) a examiné les changements tridimensionnels de la morphologie faciale chez 59 enfants (33 garçons et 26 filles), n'ayant reçu aucun traitement orthodontique, sur une période de 2 ans, de 12 à 14 ans. Chaque enfant a été scanné à 5 reprises sur une période de deux ans, à intervalles de six mois.

Pour évaluer les changements au fil du temps, les scans individuels ont été superposés en alignant manuellement 5 points sur le visage, suivi d'une superposition ICP basée sur la surface. Les résultats ont montré que les changements de surface étaient orientés vers le bas et vers l'avant avec une augmentation de la dimension verticale du visage. Ces changements étaient plus tardifs et plus importants chez les garçons que chez les filles.

Sur la figure 22, on peut noter les différences significatives au niveau des yeux, du nez, des joues et du menton, avec en rouge, les zones indiquant une augmentation de la surface et en bleu, une diminution de la surface (*Figure 24*).

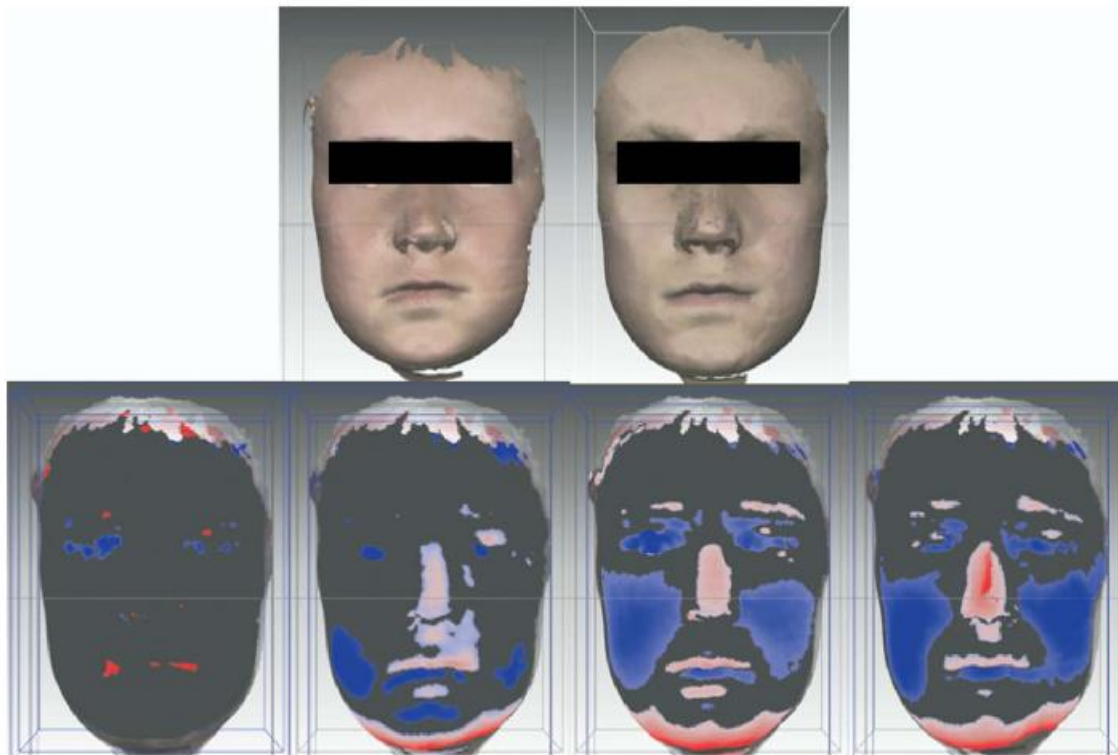


Figure 24 : Comparaison des changements de surface faciale chez un garçon en croissance (57)

En conclusion, cette étude démontre l'utilité des scans 3D du visage dans l'analyse de la croissance et des modifications des tissus mous chez les enfants.

Cette technologie peut aussi être utilisée chez des adultes pour évaluer le vieillissement des tissus mous, comme le montre l'étude de Imaizumi *et al.* en 2015 (60).

Les auteurs ont analysé les modifications des tissus mous de la face chez 171 hommes japonais sur une période de 10 ans. Pour ce faire, deux scans faciaux ont été réalisés à 10 ans d'intervalle. Après avoir superposé les scans par la méthode des points de repères, en utilisant 33 points, les auteurs ont pu définir les changements de forme induits par le vieillissement. On retrouve par exemple un affaissement des plis faciaux et de la lèvre supérieure.

C. Prédiction de la croissance

La prédiction de la croissance est un enjeu majeur en orthodontie, car cela permettrait d'adapter les thérapeutiques, notamment orthopédiques. Toutefois, les approches disponibles à ce jour ont des limites, comme celles s'appuyant sur les scans 3D. En effet, les trajectoires de croissance sont multiples et variées rendant leur simplification difficile.

Une étude de Matthews de 2018 (59) propose une approche basée sur des prototypes faciaux construits à partir d'une large base de données transversales de scans 3D.

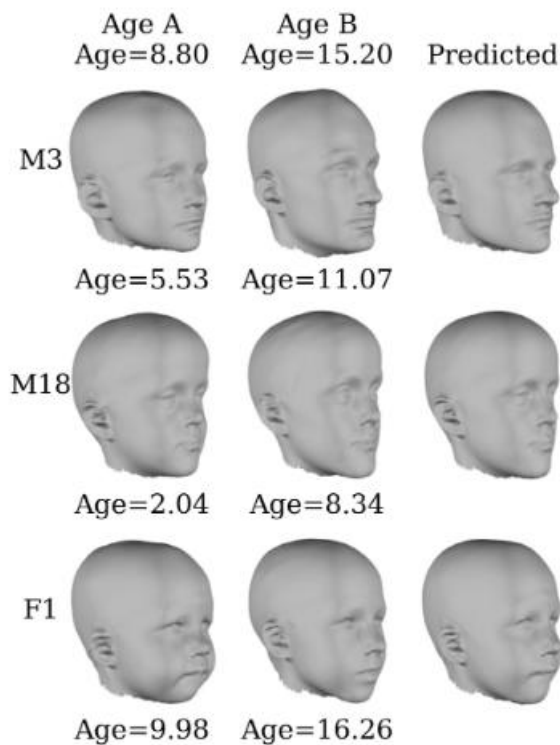


Figure 25 : Courbe de croissance synthétique : à gauche, le scan à un âge A, au milieu, le scan à un âge B et à droite, le scan synthétique prédisant la croissance à partir du scan A (59)

Les prototypes représentent la forme typique du visage pour chaque âge et sexe, modélisant ainsi la croissance tout au long de l'enfance. On peut ainsi déformer un visage d'un âge à l'autre, en utilisant le prototype de l'âge souhaité pour obtenir une image synthétique (*Figure 25*).

L'exactitude de cette approche de croissance synthétique a été évaluée en la comparant à des images longitudinales réelles d'un sous-ensemble de la base de données ($n = 50$).

Les résultats ont montré que 75% de la tête et 85% du visage ont été prédits correctement à moins de 3 mm. Pour confirmer cette méthode, il faudrait plus de travaux et des bases de données plus extensives.

3. Analyse des asymétries

A. Définition et étiologie de l'asymétrie

La symétrie est définie comme la correspondance de position, de forme et de taille entre des éléments d'un ensemble par rapport à un point, un axe ou un plan. On la définit le plus souvent en orthodontie par référence au plan sagittal médian (61).

L'asymétrie correspond ainsi à une absence totale de symétrie. Une dissymétrie, quant à elle, est un défaut de symétrie. La différence de morphologie ou de position entre des structures droite et gauche entraîne des asymétries qui peuvent être faciales, squelettiques et occlusales (62).

En l'absence de dommages esthétiques et fonctionnels, la dissymétrie est considérée comme physiologique. Tous les visages sont modérément dissymétriques, et cela, sans implications cliniques (63,64).

En revanche, les dissymétries sévères sont des anomalies complexes qui doivent être prises en compte dans la planification thérapeutique (65).

Les asymétries sont retrouvées dans les trois sens de l'espace, mais en particulier dans la dimension transversale. Elles peuvent être associées ou non à une composante squelettique de latérogнатhie ou à une latérodéviation fonctionnelle (62).

Les étiologies sont multiples : elles peuvent être congénitales, associées à des troubles de croissance, des pathologies des ATM (Articulation Temporo-Mandibulaire), des traumatismes ou encore à l'environnement musculaire (61,62).

Afin d'établir un diagnostic de l'asymétrie, il convient de réaliser un examen clinique pour préciser le siège et le type d'asymétrie (61,63).

La quantification de l'asymétrie est essentielle à la planification thérapeutique dans plusieurs domaines, comme l'orthodontie, la chirurgie maxillo-faciale ou encore la chirurgie esthétique.

B. Approche basée sur les points de repères

En deux dimensions, l'approche utilisée pour quantifier la dissymétrie est basée sur des points de repères. Cette analyse permet la mesure et la comparaison de distances entre les côtés droit et gauche. Elle est réalisée à partir de photographies du visage de face ou de téléradiographies de face (12,66).

La méthode 2D utilise moins de points que celle en 3D, ce qui entraîne une représentation incomplète du visage. L'analyse en 2D prend en compte une vingtaine de points, alors que celle en 3D peut aller jusqu'à 10 000 points (67).

Les points de repères anatomiques ont été définis par Farkas (12,68).

On retrouve des points sur la ligne médiane tels que :

Glabella (g) : Point le plus proéminent de la région frontale, situé entre les arcades sourcilières, au-dessus de la racine du nez.

Nasion (n) : Intersection entre les os frontaux et les os nasaux ; point le plus enfoncé de la racine du nez à la jonction fronto-nasale.

Subnasale (sn) : Point d'intersection entre la base du nez et la lèvre supérieure, au niveau de la columelle nasale.

Labiale supérieur (ls) : Point le plus proéminent du bord libre de la lèvre supérieure, au niveau du vermillon.

Labiale inférieur (li) : Point correspondant sur la lèvre inférieure, au centre du vermillon.

Menton (me) : Point le plus bas et le plus antérieur du contour osseux du menton, situé à la jonction entre le bord inférieur de la mandibule et sa surface antérieure.

Ainsi que des points latéraux :

Endocanthion (en) : Point situé au coin interne de la fente palpébrale (commissure palpébrale médiale de l'œil).

Exocanthion (ex) : Point situé au coin externe de l'œil, à la jonction des paupières supérieure et inférieure.

Alare (al) : Point le plus latéral de l'aile du nez, correspondant au maximum de convexité de la narine.

Cheilion (ch) : Point de jonction entre les lèvres supérieure et inférieure, situé à l'angle de la bouche (commissure labial).

Par la suite, la distance entre ces points est mesurée par rapport au plan sagittal médian (*Figure 26*).

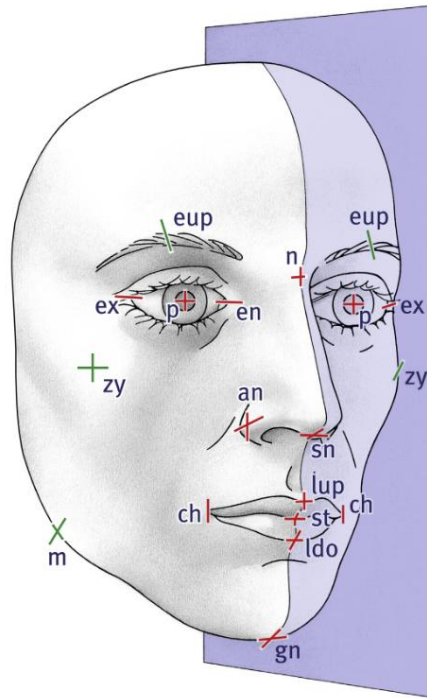


Figure 26 : Schéma de l'approche basée sur les points de repères (67)

La précision de la construction du plan de symétrie peut être affectée par la positions des points définissant le plan sagittal médian (69,70).

Il existe plusieurs façons de calculer l'asymétrie en technique 2D et 3D :

- L'indice d'asymétrie est calculé en mesurant les distances des points bilatéraux à partir d'une ligne sagittale médiane.
- Le score z 2D prend en compte les asymétries verticales et horizontales en utilisant la ligne bipupillaire comme axe des x et la ligne sagittale médiane comme axe des y.
- L'asymétrie faciale 2D est calculée en connectant les points bilatéraux par des lignes droites et en mesurant la distance horizontale entre le centre de ces lignes (67).

L'étude de Blasi et *al.* (2022) (68) indique que la technique basée sur les points de repères ne révèle pas de différence statistiquement significative entre les patients symétriques et asymétriques pour les points labial supérieur et inférieur ainsi que pour le cheilion.

Les études montrent que les repères bilatéraux présentent des indices d'asymétries plus importants que ceux pris sur la ligne médiane. De même, sur la ligne médiane, ce sont les points du tiers inférieur de la face qui ont les indices d'asymétrie les plus élevés (68,71).

Un des inconvénients de cette technique est le placement des points, qui peut être chronophage. Cette méthode ne permet pas non plus d'analyser la forme globale des structures. D'autres techniques ont été développées afin de déterminer la morphométrie géométrique.

C. Approche basée sur la surface

Ces méthodes permettent d'évaluer l'ensemble de la surface faciale des tissus mous. Elles comparent les surfaces avec une image-miroir ou permettent un suivi de l'évolution de la symétrie, par exemple en pré et post-opératoire.

Analyse d'image-miroir

Cette technique consiste à diviser le visage en deux parties, droite et gauche, puis de les superposer l'une avec l'autre. Une cartographie en couleurs est ensuite réalisée pour visualiser les zones dissymétriques (71,72)(Figure 27).



Figure 27 : Schématisation de l'analyse en image-miroir pour les asymétries faciales (71)

Une étude menée par Alqattan *et al.* (71) a comparé l'évaluation de l'asymétrie faciale par la méthode basée sur les points de repères et celle sur la surface, sur des scans 3D chez 85 individus caucasiens.

Les résultats ont montré que les deux approches permettent de quantifier l'asymétrie. Cependant, l'approche basée sur la surface offre une analyse plus complète du visage, notamment dans les régions sous-représentées par les points de repères. Les auteurs montrent aussi que les indices d'asymétrie sont plus importants pour les points de repères bilatéraux que pour les points de repères médians.

Suivi de la dissymétrie faciale

La superposition de deux scans faciaux d'un même patient permet de suivre l'évolution des asymétries.

Une étude menée par Al-Rudainy *et al.* en 2018 (70) a évalué l'asymétrie faciale régionale avant et après correction chirurgicale de fente labiale unilatérale. L'objectif était de quantifier les changements dans l'asymétrie faciale avant et après la chirurgie, chez des nourrissons (*Figure 28*).

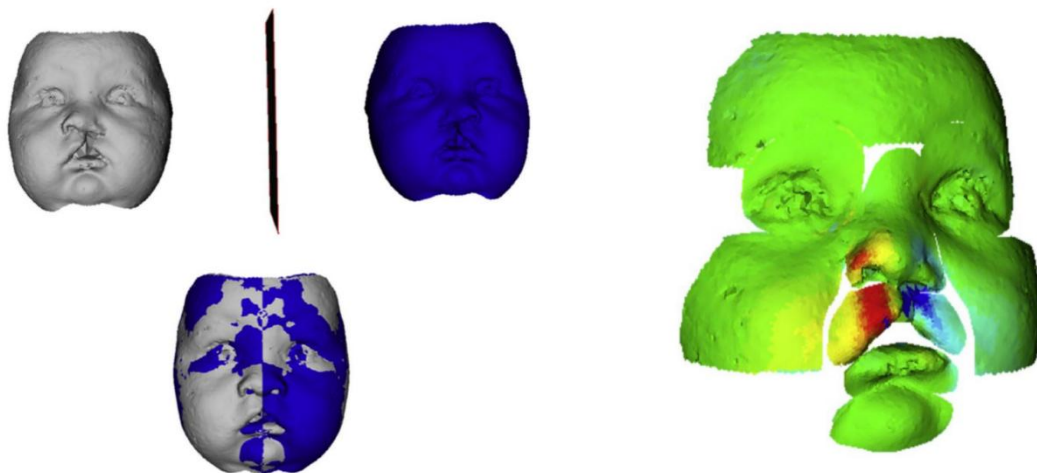


Figure 28 : À gauche la superposition en image-miroir et à droite la superposition avant et après chirurgie (70)

Les modèles faciaux ont été superposés à leur image-miroir en utilisant un algorithme ICP (Iterative Closest Point).

Les résultats montrent que la symétrie s'est améliorée sur l'ensemble du visage de manière significative. Cependant, cette amélioration n'est pas significative pour la lèvre inférieure et le menton.

Cette étude montre les possibilités offertes par l'imagerie 3D pour quantifier l'asymétrie et les résultats post-chirurgicaux.

4. Diagnostic des phénotypes syndromiques

A. Contexte général

Les maladies rares et les syndromes représentent un défi diagnostique, même pour les praticiens expérimentés. Il en existe plus de 7000 (73), dont 30 à 40% impliquent des dysmorphies crânio-faciales.

Les auteurs soulignent la nécessité d'améliorer la description des phénotypes pour soutenir le diagnostic clinique et la compréhension de la pathogénèse des maladies, ainsi que les relations phénotype-génotype.

Un diagnostic tardif ou erroné peut entraîner des conséquences négatives pour le patient, les soignants et le système de santé.

Une étude de Gonzaludo *et al.* en 2019, publiée aux États-Unis, estime que les patients suspectés de troubles génétiques ont plus recours au système de soins, avec des procédures supplémentaires et des séjours hospitaliers plus longs, augmentant ainsi les coûts. Les auteurs mentionnent entre 12 000 et 77 000\$ de plus que des patients sans maladies rares (74).

L'analyse faciale 3D, combinée à des algorithmes, pourrait aider les praticiens dans le diagnostic et la prise en charge précoce des patients.

B. Méthodologies d'analyse faciale 3D pour le phénotypage

Délimitations des caractéristiques faciales

La délimitation des caractéristiques faciales peut orienter les cliniciens vers un diagnostic clinique correct. De nombreuses maladies rares présentent des caractéristiques faciales spécifiques. Pour d'autres affections génétiques, les traits faciaux peuvent être plus subtils et communs à d'autres maladies, voire se développer avec le temps (75).

Afin de définir et de comparer les morphologies liées à ces troubles, de nombreuses bases de données sont nécessaires.

Dans leur étude, Aponte *et al.* (2024) présentent un atlas en ligne de la morphologie faciale syndromique tridimensionnelle. Cet outil permet de visualiser les variations de la forme faciale associées à 95 syndromes génétiques différents. Afin de créer ces simulations, les auteurs se sont basés sur une base de données comprenant les scans faciaux 3D de 3076 individus syndromiques et 2 273 individus non syndromiques.

Cet outil permet de visualiser les estimations de l'apparence faciale pour un syndrome spécifique en ajustant l'âge, le sexe et la sévérité du phénotype. Il est ainsi possible de comparer différents syndromes entre eux ou par rapport à un contrôle non syndromique (76). La figure montre un exemple pour des individus atteints d'achondroplasie, en simulant différents niveaux de sévérité phénotypique (*Figure 29*).

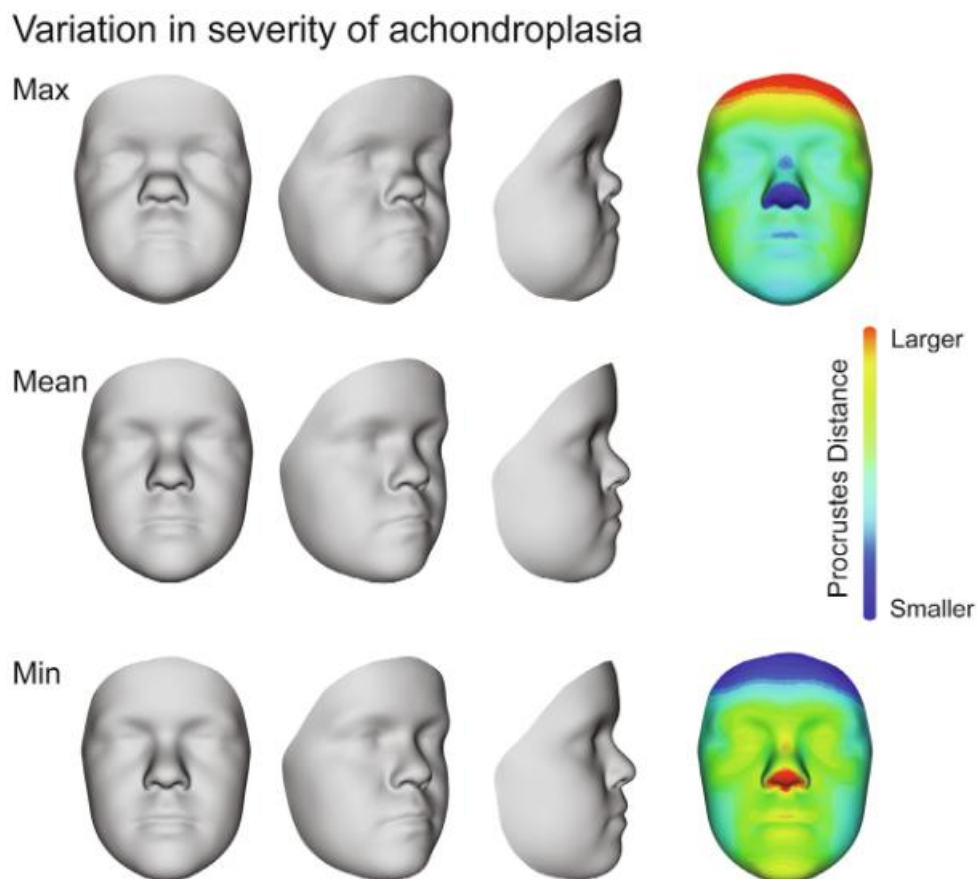


Figure 29 : Illustration de l'hétérogénéité syndromique chez des individus atteints d'achondroplasie, montrant les variations de forme par rapport à la moyenne. En haut, un phénotype sévère et en bas, un phénotype peu marqué (76)

Apport des scans 3D dans le diagnostic des syndromes

Plusieurs études soutiennent que les scans 3D sont une meilleure alternative que les photographies 2D pour le diagnostic et la quantification des syndromes (77,78). Comme celle de Bannister *et al.* en 2023 qui a comparé les deux techniques sur 1907 individus et 43 syndromes (77).

Dans cette étude, les auteurs ont utilisé un algorithme traditionnel de classification automatique des syndromes. Cette méthode est basée sur l'extraction de la géométrie faciale à partir des scans 3D. Des algorithmes sont ensuite utilisés pour classer ces caractéristiques avec des syndromes associés.

Avec l'essor du deep learning (apprentissage profond), les réseaux neuronaux convolutifs (CNN) dominent désormais l'analyse faciale. Ces approches visent à apprendre les caractéristiques faciales directement à partir des données 3D sans extraction manuelle ou prédéfinie.

Par exemple, l'algorithme DeepGesalt, implémenté dans le logiciel Face2Gene® est un CNN entraîné sur des dizaines de milliers d'images de patients (79). Ce logiciel gratuit offre une aide au diagnostic des maladies génétiques rares et propose, en soumettant une photographie du visage d'un patient, une liste de maladies possibles en se basant sur les similitudes faciales.

Lorsque le diagnostic est incertain, les algorithmes peuvent aider le praticien. Bien qu'il y ait eu d'importants progrès dans les algorithmes de deep learning, certains étant plus précis que les méthodes traditionnelles de classification, il persiste une incompréhension quant au fonctionnement de ces méthodes. Aujourd'hui, les algorithmes traditionnels offrent l'avantage d'être transparents (80).

III. PLANIFICATION ET PREVISION DES TRAITEMENTS

1. Création de patient virtuel

Aucune technique d'imagerie crâniofaciale permet d'obtenir avec une grande qualité l'ensemble des tissus (tissus mous, squelettiques et dentaires). Cela peut être obtenu uniquement en fusionnant différentes techniques d'imagerie pour créer un modèle virtuel du visage du patient (24).

Les scanners tridimensionnels de surface font partie de la création de patients virtuels 3D. Les patients numériques permettent de réaliser des simulations de traitements orthodontico-chirurgicaux et orthodontiques.

A. Données nécessaires à la conception du patient virtuel

Afin de créer un patient virtuel, il faut réunir plusieurs données (*Figure 30*) :

- Un scan facial : utilisé pour représenter les tissus mous de la face. Différents types de scanners peuvent être utilisés (24).
- Un examen CBCT (tomographie volumique à faisceau conique) : il est considéré comme la donnée la plus importante pour l'ensemble de la procédure (81). Il permet d'obtenir des informations sur les tissu durs (squelettiques et dentaires) et les tissus mous (mais de moindre qualité qu'un scanner tridimensionnel de surface). Pour la planification chirurgicale virtuelle, il est recommandé de réaliser un CBCT grand champ d'au moins 15 à 17 cm verticalement, afin d'inclure les repères nécessaires (81). Leur limitation principale est liée aux artefacts dus aux densités variables (entre tissus squelettiques et l'air par exemple) et aux matériaux métalliques, comme les appareils orthodontiques (53).
- Les modèles dentaires numériques : ils sont obtenus par numérisation intra-orale. Ils fournissent des informations sur la denture et l'occlusion (24,81).

Des données dynamiques peuvent aussi être acquises pour inclure le mouvement mandibulaire (82).

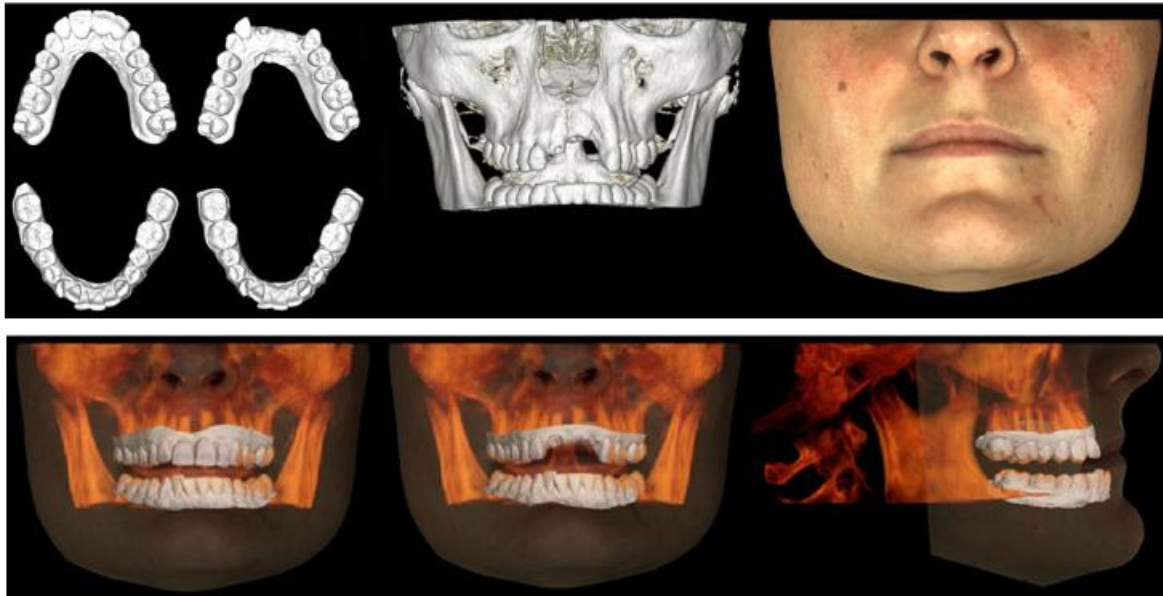


Figure 30 : Exemple d'un patient virtuel avec en haut les arcades dentaires numériques (à gauche), le CBCT (au milieu) et le scan facial (à droite), et en bas leur superposition (84)

Toutes ces données peuvent être exploitées sous différents formats dont les plus courants sont (83,84) :

- OBJ (Object) ou PLY (Polygon File Format) : peuvent être retrouvés pour les scans faciaux car ils intègrent une texture, c'est-à-dire le motif appliqué à la surface 3D pour lui donner une apparence réaliste.
- DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) : correspond au format des CBCT.
- STL (Stéréolithographie) : pour les empreintes dentaires numériques.

L'acquisition précise de toutes ces données numériques constitue la base sur laquelle le patient virtuel est construit. Il faut ensuite les combiner pour obtenir un modèle numérique sur lequel il sera possible de planifier des traitements.

B. Intégration et superposition des données

Il existe différentes combinaisons possibles pour créer des patients virtuels en fonction des informations souhaitées :

- scan facial + CBCT + modèles dentaires,
- scan facial + modèles dentaires,
- CBCT + modèles dentaires.

Intégration des scans faciaux :

Les scans faciaux sont essentiels pour représenter les tissus mous de la face dans le modèle virtuel du patient (24). Afin de les inclure, les scans faciaux sont superposés avec la surface cutanée capturée par le CBCT.

Pour extraire les tissus mous du CBCT, on utilise des techniques de seuillage appropriées. Le seuillage est une méthode de segmentation d'image qui consiste à convertir une image en niveaux de gris en une image en noir et blanc, en appliquant un seuil de valeur aux pixels. Cela permet d'isoler certaines structures par rapport à d'autres (81).

Les méthodes de superposition entre les tissus mous du CBCT et le scanner de surface du visage sont les mêmes que celles évoquées dans la partie II) B) :

- méthode basée sur les points de repère,
- méthode basée sur la surface à l'aide d'algorithmes de mise en correspondance des surfaces (ICP)(24,85).

Intégration des modèles dentaires numériques :

Comme pour l'alignement CBCT - Scan facial de surface, il est possible de régler le seuil afin d'en extraire les tissus dentaires. On réalise ensuite une superposition par méthode basée sur la surface entre le CBCT et les modèles dentaires numériques (86).

Intégration des données dynamiques :

Certains auteurs parlent de patient virtuel 4D, pour inclure au modèle numérique une dimension dynamique liée aux expressions faciales et aux mouvements

mandibulaires. La quatrième dimension représente le temps. Cela permet de comprendre les interactions dynamiques des composants anatomiques lors des activités fonctionnelles (mastication, parole, déglutition...)(82,83).

Les données faciales en mouvement peuvent être capturées par certains scanners de surface, comme les technologies de stéréophotogrammétrie vidéo (4D Imaging)(57).

Dans leur revue systématique, Yuan *et al.* (2023) notent que la littérature sur l'exactitude des techniques et modèles 4D est encore limitée (82).

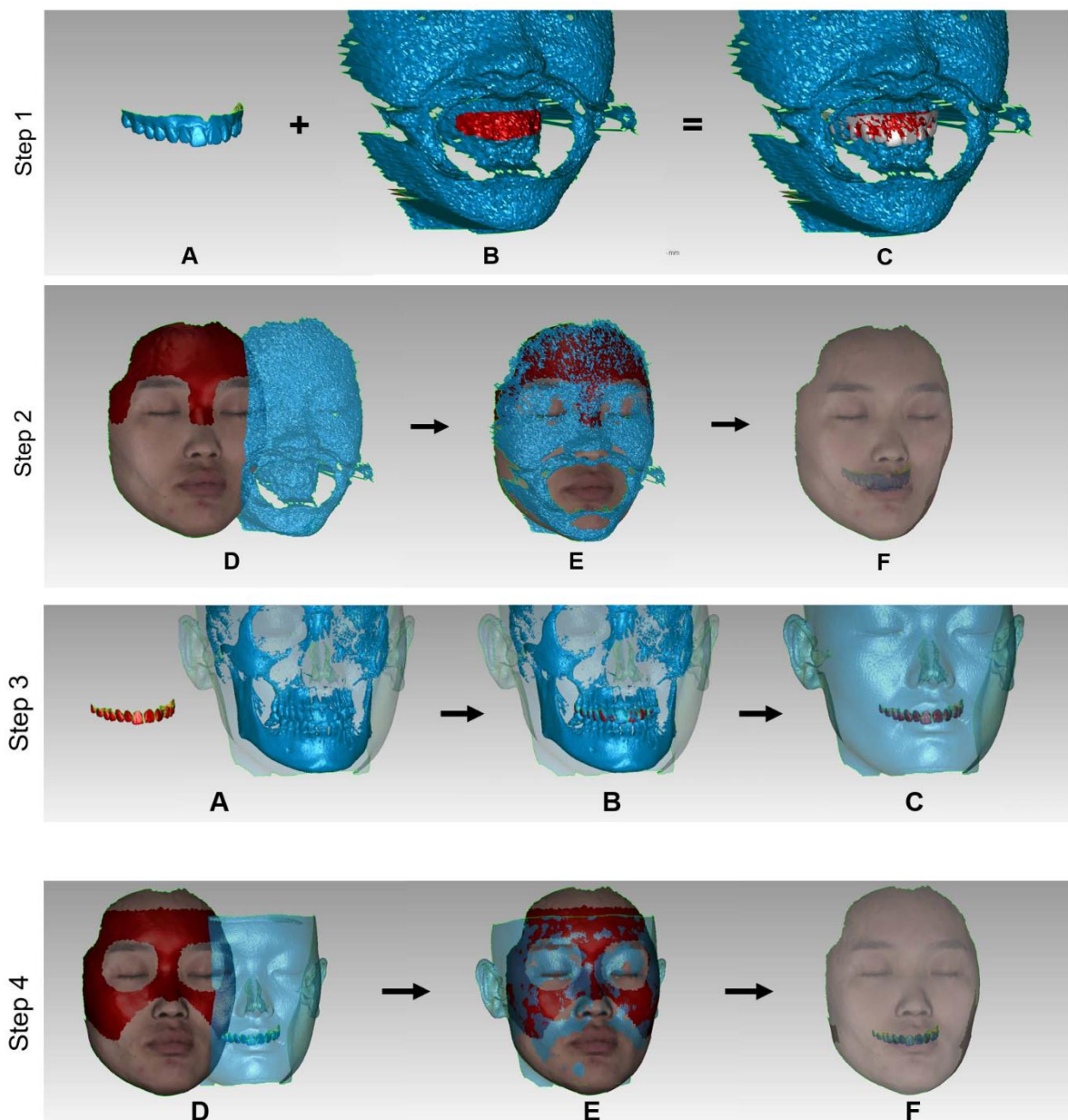


Figure 31 : Étapes de superposition des données afin de créer le patient virtuel (87)

Dans leur article de 2020, Xia *et al.* (87) décrivent une procédure de création de patient virtuel que l'on retrouve en 4 étapes dans la figure 31 (*Figure 31*) :

- **Step 1 : Intégration des modèles dentaires avec le scan facial.** Les auteurs utilisent 2 scans faciaux, un au repos et un avec un écarteur. Cette étape superpose les modèles dentaires numériques avec le scan facial écarteur en place.
- **Step 2 : Alignement des scans faciaux.** Superposition du scan facial obtenu à l'étape 1 (avec écarteurs et modèles dentaires numériques) avec le scan facial au repos.
- **Step 3 : Intégration des modèles dentaires dans l'image du CBCT.**
- **Step 4 : Superpositions des modèles dento-faciaux.** Le scan facial, couplé au modèle dentaire numérique, est superposé au CBCT couplé au modèle dentaire numérique.

D'après les recommandations de bonne pratique des techniques d'imagerie en chirurgie orthognathique de la Société Française de Stomatologie, Chirurgie Maxillo-faciale et Chirurgie Orale, la création d'un patient virtuel à partir de la fusion des tissus mous, squelettiques et dentaires, dans des conditions statiques, est une technique fiable pour l'évaluation clinique préopératoire, la planification du traitement et le suivi post-opératoire. Ces techniques nécessitent cependant d'être améliorées en termes d'efficacité et de rapidité (88).

2. Simulation de traitement orthodontico-chirurgical

A. Principes et intérêts de la planification virtuelle

Les traitements orthodontico-chirurgicaux visent à corriger les dysharmonies squelettiques faciales. L'objectif est d'améliorer à la fois l'esthétique, par la position des tissus mous, et la fonction (3,7).

La décision de recourir à la chirurgie, plutôt qu'à un traitement de camouflage orthodontique seul, dépend d'une évaluation complète impliquant l'orthodontiste, le

chirurgien et le patient. Elle tient compte du diagnostic, des objectifs, des risques et des bénéfices (3,7).

Historiquement, le diagnostic et la planification de ces traitements reposaient largement sur des méthodes bidimensionnelles, telles que les téléradiographies de profil. Bien que la céphalométrie reste un outil diagnostique important, l'analyse 2D présente des limites et ne représente qu'une partie de l'anatomie tridimensionnelle (89,90).

L'avènement des technologies d'imagerie tridimensionnelles, comme les scanners tridimensionnels de surface, a grandement contribué à l'amélioration de la planification thérapeutique (89,91).

La planification chirurgicale virtuelle permet de :

- visualiser et prédire la position des tissus mous en réponse aux mouvements osseux (90,92,93),
- évaluer virtuellement les rapports anatomiques et la pathologie du patient (93),
- fabriquer des guides chirurgicaux, afin de transférer la planification en per-opératoire (92,93),
- permettre la communication entre orthodontiste, chirurgien et patient (7,94).

Une étude de Resnick *et al.* (2016) a comparé le temps et le coût nécessaires pour la planification chirurgicale virtuelle avec l'impression de gouttière 3D par rapport à une planification standard à partir de documents bidimensionnels. Cette étude rétrospective de cohorte, sur 43 patients, a révélé que la planification virtuelle est significativement moins longue et moins coûteuse que la planification standard (95).

B. Étapes de la planification chirurgicale virtuelle

Les étapes de la réalisation d'une planification chirurgicale virtuelle sont les suivantes (92) (*Figure 32*) :

- création du patient virtuel,
- segmentation des structures anatomiques,
- réalisation des ostéotomies virtuelles,

- repositionnement virtuel des segments osseux,
- simulation de la modification des tissus mous,
- transfert du plan virtuel en per-opératoire.

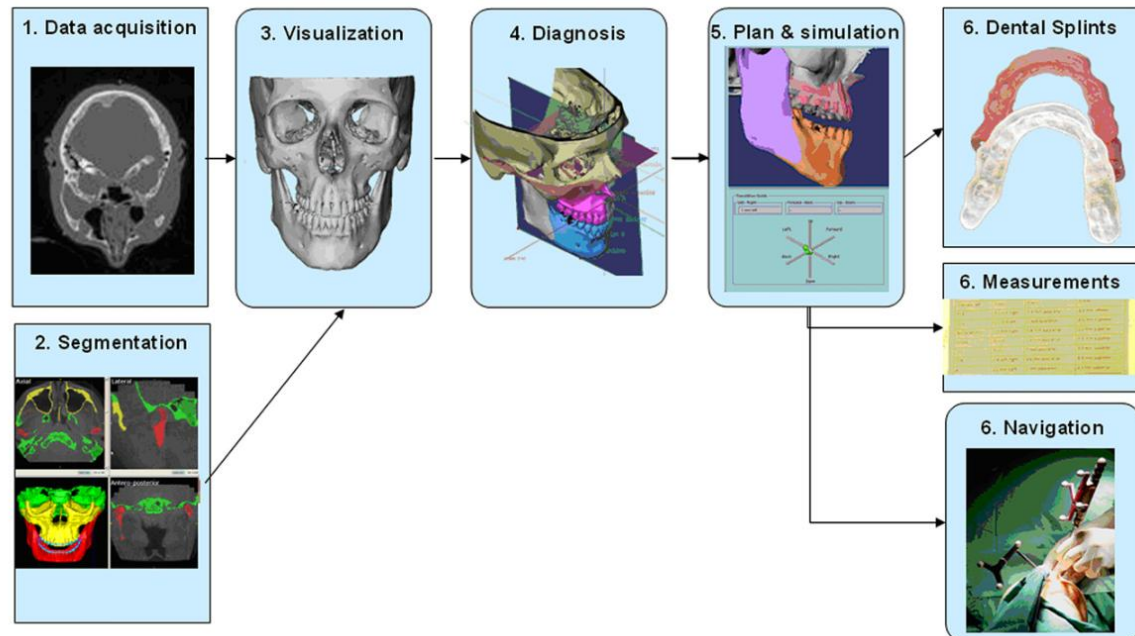


Figure 32 : Étapes de la planification chirurgicale virtuelle (92)

Afin d'illustrer ces étapes, nous nous appuyons sur des captures d'écran de l'extension OrtogOnBlender du logiciel open source Blender® (96,97). D'autres logiciels sont disponibles pour réaliser ces simulation tels que Dolphin® ou encore ProPlanCMF® (89).

Création du patient virtuel

La première étape de la planification chirurgicale virtuelle est de réaliser un modèle virtuel du patient (92), comme nous l'avons vu précédemment.

Segmentation des structures anatomiques

Afin de planifier les mouvements souhaités, il convient, dans un premier temps, d'extraire des données 3D les structures anatomiques que l'on souhaite déplacer (Figure 33).

Différentes techniques, comme le seuillage, sont utilisées pour extraire les structures, que ce soit la mandibule ou le maxillaire. Un post-traitement manuel est souvent nécessaire pour améliorer la précision (92,98).

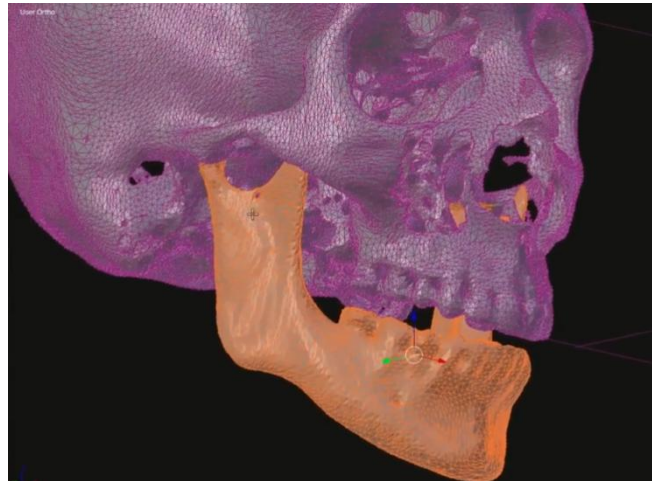


Figure 33 : Segmentation de la mandibule (97)

Réalisation des ostéotomies virtuelles

Sur le modèle 3D, les plans de coupe osseux sont définis virtuellement. L'objectif est d'obtenir des segments osseux séparés de manière réaliste pour la planification du repositionnement (92,93) (Figure 34).

Certains logiciels permettent de simuler le positionnement des vis et plaques de fixation (92).

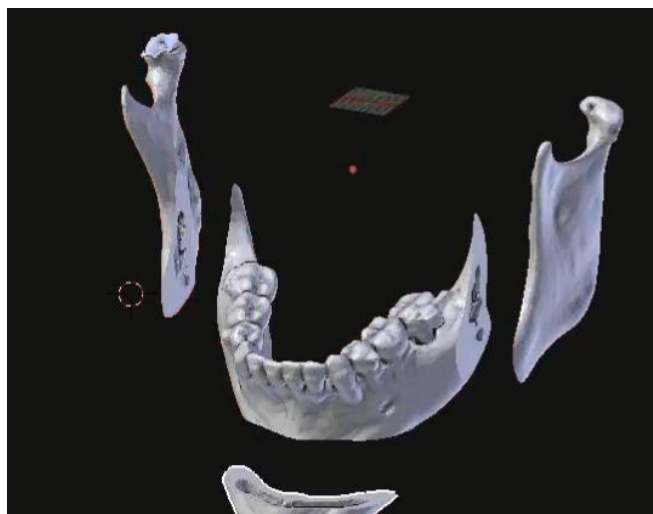


Figure 34 : Traits d'ostéotomies à la mandibule (97)

Repositionnement virtuel des segments osseux

Les fragments osseux (maxillaire, mandibule, menton) sont virtuellement déplacés vers leur position souhaitée (*Figure 35*). L'objectif est de corriger la dysharmonie squelettique et de retrouver l'occlusion planifiée (92,93).

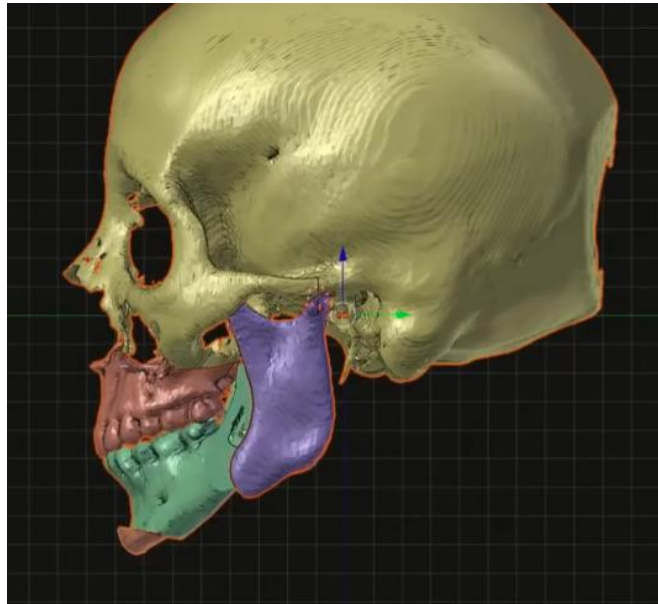


Figure 35 : Exemple de repositionnement des segments osseux dans un cas d'avancée mandibulaire et de génioplastie (97)

Simulation des modifications des tissus mous

Sur la base du repositionnement des segments osseux, les logiciels simulent la manière dont les tissus mous faciaux se d formeront (*Figure 36*).

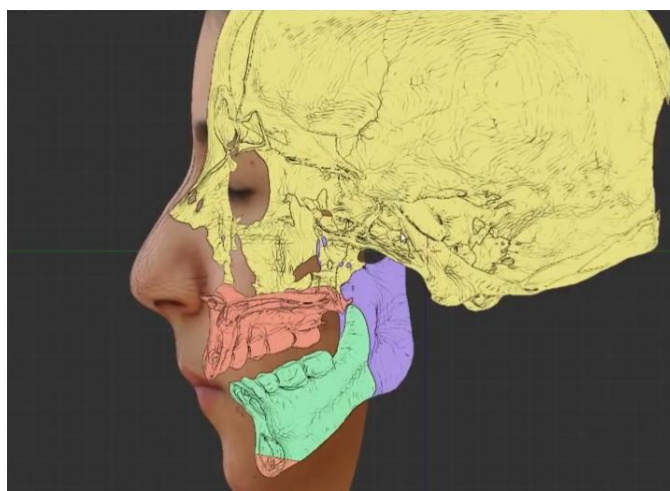


Figure 36 : Interaction entre les tissus mous et les structures squelettiques sous-jacentes (97)

Les tissus mous sont composés de diverses couches aux propriétés biomécaniques différentes comme la peau, les muscles ou les tissus adipeux. Leur réponse aux mouvements osseux sous-jacents est complexe et influencée par des facteurs tels que l'élasticité, la viscosité et l'épaisseur des tissus. Tous ces éléments varient considérablement entre les individus et selon les différentes régions du visage (91,99).

Les algorithmes actuels de prédiction des tissus mous reposent souvent sur des hypothèses simplifiées et peuvent ne pas tenir pleinement compte de ces complexités. Ceci entraîne des imprécisions, en particulier dans les zones avec un volume important de tissus mous ou des interactions musculaires complexes, comme les lèvres et le menton (91,100,101).

Il existe différentes techniques pour prédire cette déformation, parmi lesquelles, les modèles géométriques, masse-ressorts, éléments finis et l'apprentissage profond.

Modèle géométrique : les tissus mous sont simplement déplacés dans la même direction que l'os sous-jacent, comme s'ils y étaient collés, sans tenir compte de leurs propriétés physiques. Il s'agit de l'approche la plus simplifiée (92).

Modèle masse-ressort : les tissus mous sont représentés comme un réseau de petites masses (des points) reliées entre elles par des ressorts. Chaque masse et ressort ont des propriétés individuelles. Quand l'os sous-jacent se déplace, cela tire ou pousse sur les masses qui y sont attachées, et la déformation se propage à travers le réseau de ressort. C'est un modèle moins simplifié que le modèle géométrique, mais il reste peu complexe et n'a pas de base biomécanique (92,100).

Modèle masse-tenseur : développés sur la même base que les modèles masse-ressorts, ils intègrent des interactions physiques entre les masses, ce qui permet une modélisation plus précise des propriétés mécaniques des tissus mous (89,98,101).

Méthode par éléments finis : le visage est découpé en petits éléments et des lois physiques sont appliqués à chacun pour simuler de manière réaliste la déformation des tissus mous. Ces modèles utilisent des propriétés plus réalistes comme l'élasticité et la viscosité. Mais ces modèles demandent un temps de calcul et des ressources informatiques importants (91,92,100,101).

Méthode basée sur le deep learning : un algorithme apprend, à partir d'une large base de données, à prédire comment les tissus mous vont changer en fonction des mouvements osseux (101,102).

Bien que la validation de ces modèles soit toujours en cours, cette étape est cruciale pour prédire le résultat esthétique post-opératoire.

Transfert du plan virtuel

Basé sur le plan virtuel, des gouttières chirurgicales 3D peuvent être réalisées. La méthode la plus courante est la conception et fabrication assistées par ordinateur (CAO/FAO)(93).

Il existe aussi des technologies qui assistent le chirurgien pour réaliser la planification chirurgicale virtuelle pendant l'opération. Les systèmes s'appuient sur des méthodes d'appariement entre le plan virtuel et l'anatomie réelle du patient. Le guidage peut inclure l'affichage des positions sur un écran d'ordinateur avec des guides 3D mis à jour en temps réel (92)(Figure 37).



Figure 37 : Illustration d'un système de guidage virtuel lors d'une chirurgie orthognathique (92)

C. Précision et limites des simulations

Planification traditionnelle et virtuelle

La planification thérapeutique, en chirurgie orthognathique, combinée avec une technique de transfert en per-opératoire, assure un diagnostic correct ainsi qu'une mise en œuvre précise. Traditionnellement, cette planification est réalisée à partir de documents 2D. Avec le recul, la technique bidimensionnelle est devenue le protocole standard. Cependant, face aux limites de la 2D et à l'émergence de l'imagerie 3D, la planification tridimensionnelle a peu à peu remplacé la planification bidimensionnelle.

En 2021, Chen *et al.* (103) ont réalisé une méta-analyse pour déterminer si la planification virtuelle était plus précise que la planification traditionnelle. 5 essais cliniques randomisés, incluant 199 patients, ont été identifiés. Les auteurs ont retrouvé les résultats suivants :

- tissus squelettiques : les deux techniques offrent des résultats similaires dans le plan sagittal, mais la planification virtuelle est plus précise dans le plan frontal,
- tissus mous : la planification virtuelle a montré des résultats significativement plus précis que la planification traditionnelle, avec des différences moyennes entre les résultats réels et planifiés inférieures à 1,5 mm, contre 2 mm pour la méthode traditionnelle,
- temps requis : il est similaire pour l'ensemble du processus pré-opératoire (incluant les examens radiographiques et la réalisation de la gouttière), mais la planification sur le logiciel occupe une part plus importante dans la méthode virtuelle,
- coût : en dehors de l'investissement financier initial pour le logiciel et le matériel, le coût total est similaire entre les deux techniques.

On peut considérer actuellement que la planification virtuelle est une bonne alternative à la méthode traditionnelle bidimensionnelle.

Précision de la planification virtuelle

L'exactitude des simulations 3D dépend de deux facteurs principaux : le modèle de calcul (logiciel) et l'écart entre la planification et les mouvements chirurgicaux réels (89,101).

Un seuil d'erreur de 2 mm est souvent suggéré comme étant cliniquement acceptable ou non significatif. Cependant, il n'y a pas de consensus sur ce point dans la littérature actuelle. Certaines études utilisent des seuils différents, allant de 0,5 mm à 3 mm (101).

Le pourcentage de points où l'erreur est inférieure à 2 mm est également utilisé pour évaluer la précision (99,100,104).

L'évaluation du visage dans sa globalité peut sous-estimer l'erreur réelle dans les régions affectées par la chirurgie, car elle inclut des zones qui n'ont pas été modifiées par l'intervention (99,101).

Dans leur revue systématique de la littérature, incluant 40 articles, Olejnik *et al.* (2024) (101) rapportent une erreur moyenne, pour les simulations 3D, allant de 0,27 à 2,9 mm. Cette grande variation est principalement due à une incohérence significative dans la conception des études et les méthodes utilisées pour analyser la précision.

Localement, la région où l'erreur est la plus importante dépend du type de chirurgie :

- après une ostéotomie de Le Fort I, la région de la lèvre supérieure et paranasale a montré la plus grande erreur,
- après une avancée mandibulaire, il s'agit de la lèvre inférieure et du menton,
- après une ostéotomie bimaxillaire avec ou sans génioplastie, la plus grande inexactitude a été rapportée au niveau des lèvres (principalement la lèvre inférieure), du menton et des régions paranasales.

En conclusion, bien que la simulation 3D des tissus mous soit prometteuse en chirurgie orthognathique, des efforts sont nécessaires pour améliorer leur précision.

3. Apport des scanners tridimensionnels de surface dans la planification des traitements orthodontiques

A. Évaluation, à l'aide des scans faciaux, de la modification des tissus mous induite par l'orthopédie dento-faciale

Selon Proffit, l'un des premiers objectifs de tout traitement d'orthodontie concerne la relation des tissus mous, qui constitue le principal déterminant de l'apparence faciale (7). En dehors de la chirurgie orthognathique, certains traitements comme les appareils fonctionnels, l'expansion maxillaire rapide ou encore les traitements par avulsions, ont un impact sur la position des tissus mous.

Dans ce contexte, les scanners tridimensionnels de surface fournissent de nombreuses informations. Étant non invasifs, ils sont aujourd'hui utilisés dans de nombreuses études pour évaluer les modifications des tissus mous.

Traitements orthopédiques

En 2022, Luyten *et al.* (105) ont publié une revue systématique et une méta-analyse qui examinent l'impact des appareils fonctionnels de Classe II sur les tissus mous faciaux, à l'aide de scanners tridimensionnels de surface. 5 essais cliniques randomisés ont été retenus. Toutes ces études ont utilisé des appareils amovibles tels que le Twin Block, le Bionator ou encore le Dynamax. Les scans faciaux ont été comparés entre eux par superposition (obtention de cartographies couleur) et par la méthode des points de repères. Les auteurs montrent que les traitements par appareils fonctionnels, chez les patients en Classe II d'Angle, a une influence positive sur les tissus mous. On observe une augmentation de la hauteur faciale totale. Sagittalement, la profondeur faciale (distance tragus-pogonion) augmente de manière significative (1,39 mm). Un avancement du menton a été retrouvé dans toutes les études. Un léger effet de recul de la lèvre supérieure a été retrouvé dans certaines études.

En 2025, Pellitteri *et al.* (15) ont comparé les effets de différents traitements orthopédiques sur la position des tissus des mous du visage, sur des patients en croissance en comparaison avec un groupe témoin, à l'aide de scan faciaux 3D.

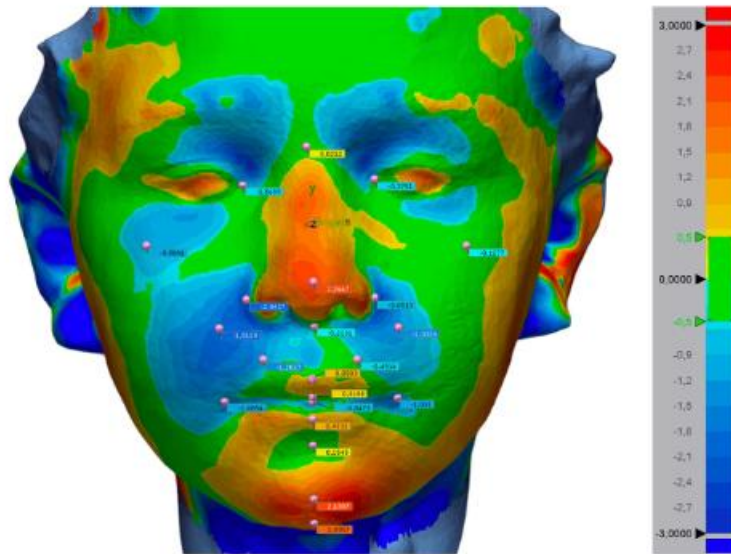


Figure 38 : Exemple de l'analyse 3D avec 22 points de référence et cartographie couleur (15)

L'étude a inclus 45 jeunes patients ayant bénéficié d'un traitement orthopédique : 15 avec une expansion maxillaire rapide, 15 avec une force extra-orale cervicale et 15 avec un masque facial. 15 autres patients en croissance ont servi de groupe témoin. Les scans faciaux ont été réalisés avant traitement et après traitement (ou à 6 mois pour le groupe témoin) à l'aide d'un scanner à lumière structurée. Les changements ont été évalués par la méthode des points de repères et par la méthode basée sur la surface avec une plage de divergence allant de +3 à -3 mm (Figure 38).

Principaux résultats :

- le groupe témoin n'a pas montré de changement majeur des tissus mous sur 6 mois,
- le traitement par expansion maxillaire rapide a montré une augmentation significative de la divergence faciale ainsi que de la projection des tissus mous des joues. Elle a aussi entraîné une réduction significative de la projection des tissus mous au niveau de la lèvre inférieure et du menton,
- le traitement par force extra orale cervicale a conduit à une réduction significative de la projection des tissus mous du nez et de la lèvre supérieure,
- le masque facial a été associé à une augmentation significative de la projection des tissus mous de la lèvre supérieure.

Traitement orthodontique

Qiao *et al.*, en 2024, (106) ont évalué les changements des tissus mous de la face après traitement orthodontique avec 4 extractions de prémolaires chez 45 jeunes femmes adultes et un groupe contrôle sans traitement, en utilisant des scanners à lumière structurée. L'analyse quantitative sur les scans, avant et après traitement, a été réalisée à l'aide de 12 points de repères et de superpositions de surfaces. Les résultats ont montré des changements significatifs dans la région des lèvres supérieure (-1,37 mm) et inférieure (-1,89 mm)(Figure 39). Aucun changement significatif n'a été retrouvé dans les régions latérales du visage (régions buccales et temporales).

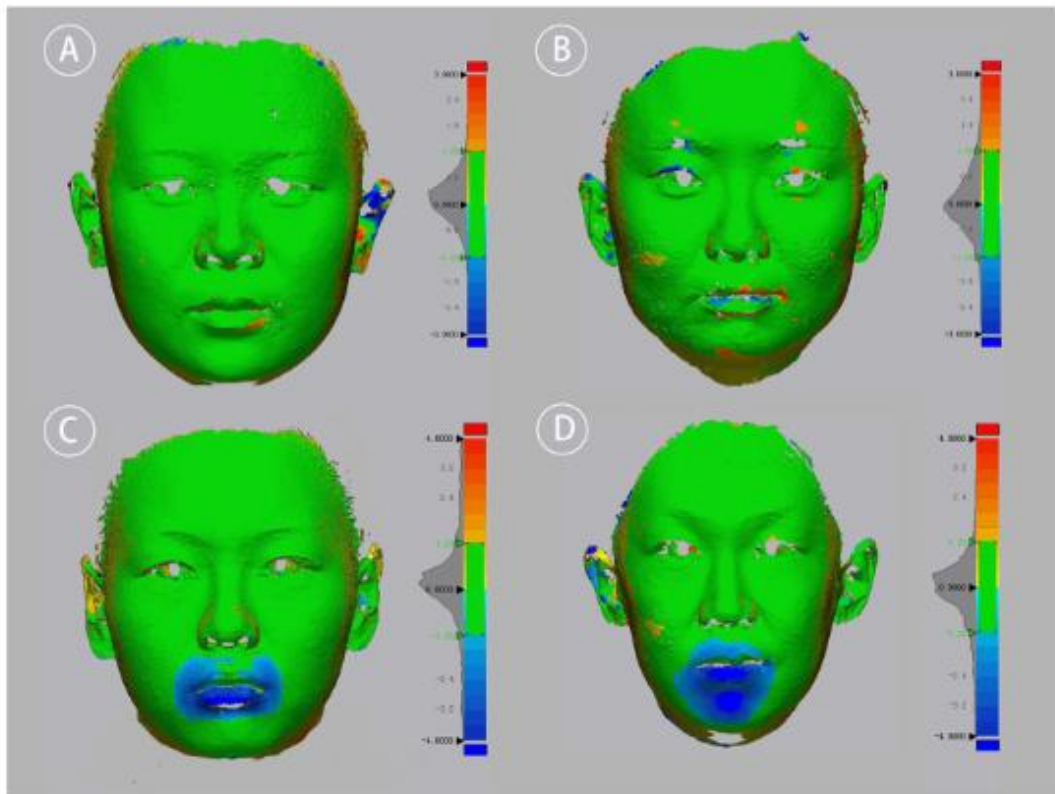


Figure 39 : Cartographies couleur montrant les changements des tissus mous la face chez le groupe contrôle (A et B) et chez le groupe avec extraction de 4 prémolaires (C et D), avec en bleu le déplacement, vers l'intérieur des tissus mous par rapport au scan initial à T0 (106)

Rongo *et al.*, en 2021, (107) ont aussi analysé les changements des tissus mous induits par les traitements orthodontiques avec et sans extractions. L'étude a inclus 46 patients : 23 dans le groupe extraction (15 avec 4 prémolaires et 8 avec 2 prémolaires supérieures) et 23 sans extractions. Les modifications des tissus mous ont été

évaluées à l'aide de scanners stéréophotogrammétriques, en utilisant la méthode des points de repères et la superposition de surfaces. Les résultats principaux ont montré que les changements se produisaient principalement dans la région péri-buccale (*Figure 40*). L'angle naso-labial a significativement augmenté dans le groupe extractions (3°) et significativement diminué dans le groupe sans avulsions ($-1,5^{\circ}$). Les différences significatives au niveau des points de repères se sont retrouvées majoritairement autour des lèvres supérieures et inférieures.

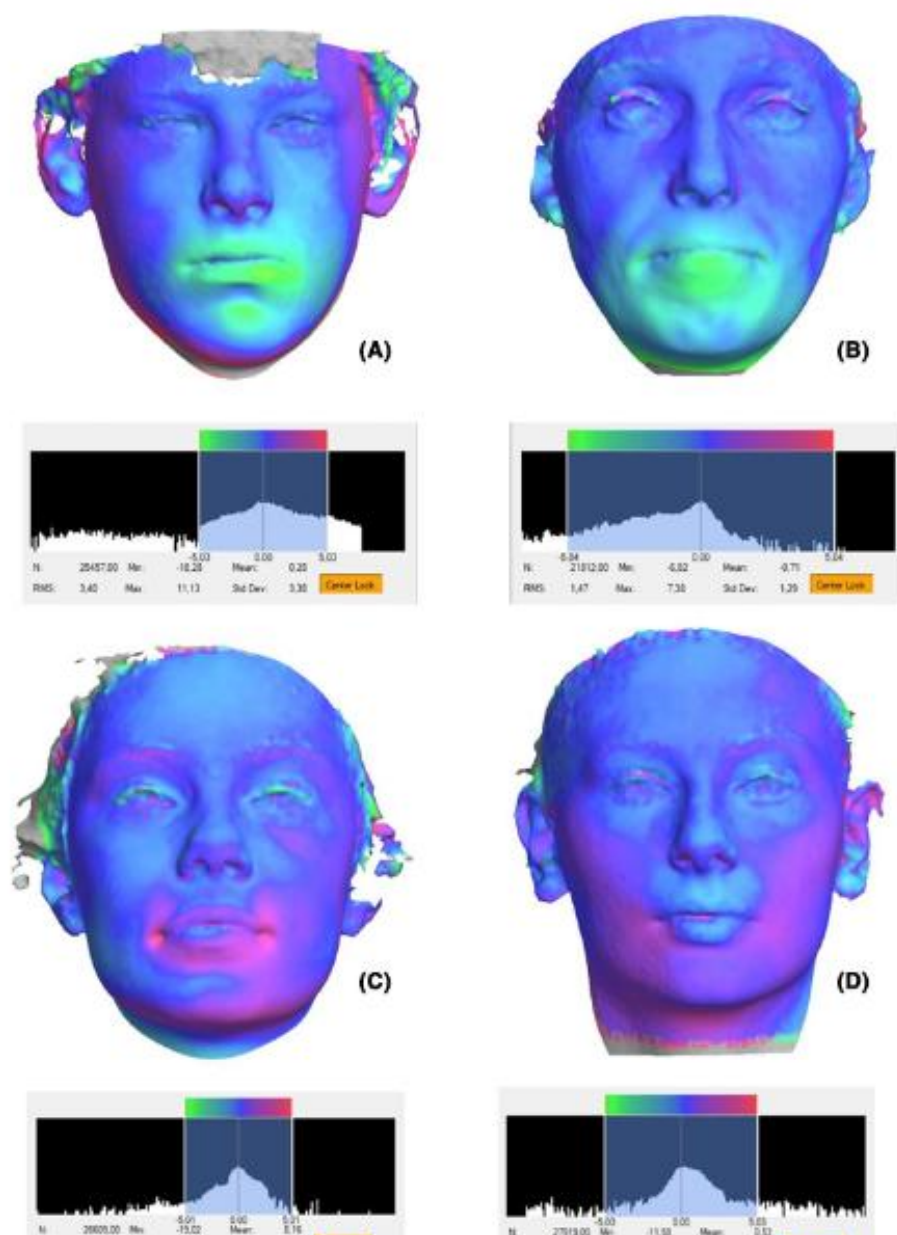


Figure 40 : Cartographies couleur comparant les modifications des tissus mous dans le groupe extractions (A et B) et dans le groupe sans extractions (C et D) (107)

B. Prédiction des changements des tissus mous induits par les traitements orthodontiques

Il existe des logiciels qui permettent de simuler la position des tissus mous en fonction de différentes alternatives thérapeutiques. Des logiciels, comme la planification de traitement virtuel (VTO : Visual Treatment Objective) de Dolphin Imaging System®, sont majoritairement utilisés pour la chirurgie orthognathique.

L'étude de Zhang *et al.* en 2019 (108) a testé cette technologie pour évaluer la précision de la prédiction des changements des tissus mous après un traitement orthodontique, en comparant la simulation aux changements réels. Cette étude observationnelle rétrospective sur 34 jeunes adultes (âge moyen $24,8 \pm 3,9$ ans), nécessitant un traitement orthodontique par avulsion de prémolaires, a été réalisée à partir de documents 2D (téléradiographie de profil). Les auteurs ont montré des différences statistiquement significatives entre les valeurs prédites et les valeurs réelles pour plusieurs paramètres de l'analyse de Holdaway tels que : la position de la lèvre inférieure, la profondeur du sillon labial inférieur et la proéminence nasale (Figure 41).

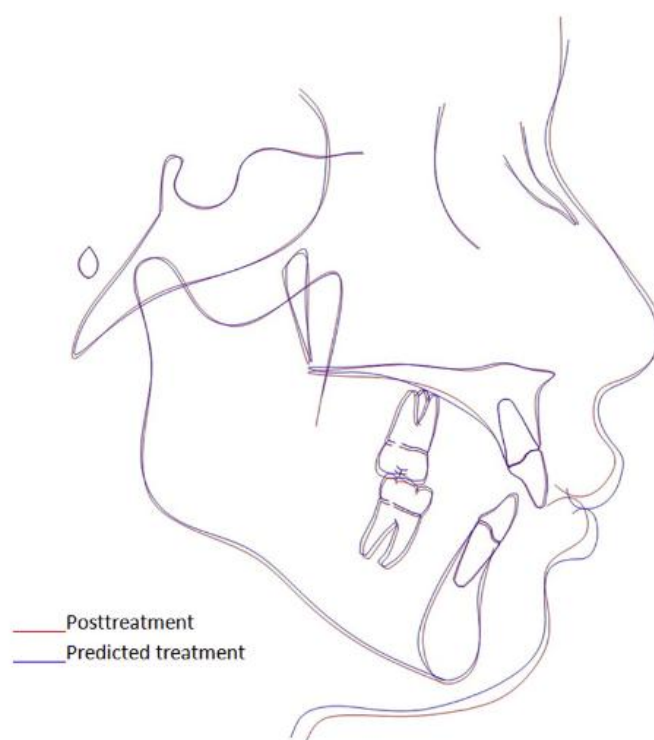


Figure 41 : Comparaison des changements prédits (en bleu) avec les changements réels (en rouge) des tissus mous (108)

Il y a aujourd'hui peu d'articles dans la littérature qui explorent les possibilités de simulation de la position des tissus mous en trois dimensions dans le traitement orthodontique.

Tanikawa et Yamashina (2021)(102) ont développé des systèmes d'intelligence artificielle pour prédire la morphologie faciale 3D après un traitement orthodontique ou après une chirurgie orthognathique. L'étude était rétrospective et a inclus 137 patients japonais (72 avec un traitement orthodontico-chirurgical et 65 avec un traitement orthodontique avec avulsion de 4 prémolaires). Des scans faciaux ont été obtenus avant et après traitement. Un algorithme basé sur le deep learning (a été employé pour prédire la morphologie des tissus mous post-traitement. En comparant, par la méthode des points de repères, les scans de fin de traitement avec les simulations obtenues par l'intelligence artificielle, les auteurs ont retrouvé une erreur moyenne de $0,94 \pm 0,43$ mm pour les traitements chirurgicaux et $0,69 \pm 0,18$ mm pour les traitements par extraction (*Figure 42*) : soit un taux de succès total, défini par une erreur moyenne inférieure à 1 mm, de 54 % pour la chirurgie et 98 % pour les traitements par extractions. Cette méthode pourrait être appliquée à d'autres changements de forme 3D, mais elle nécessite des études supplémentaires.

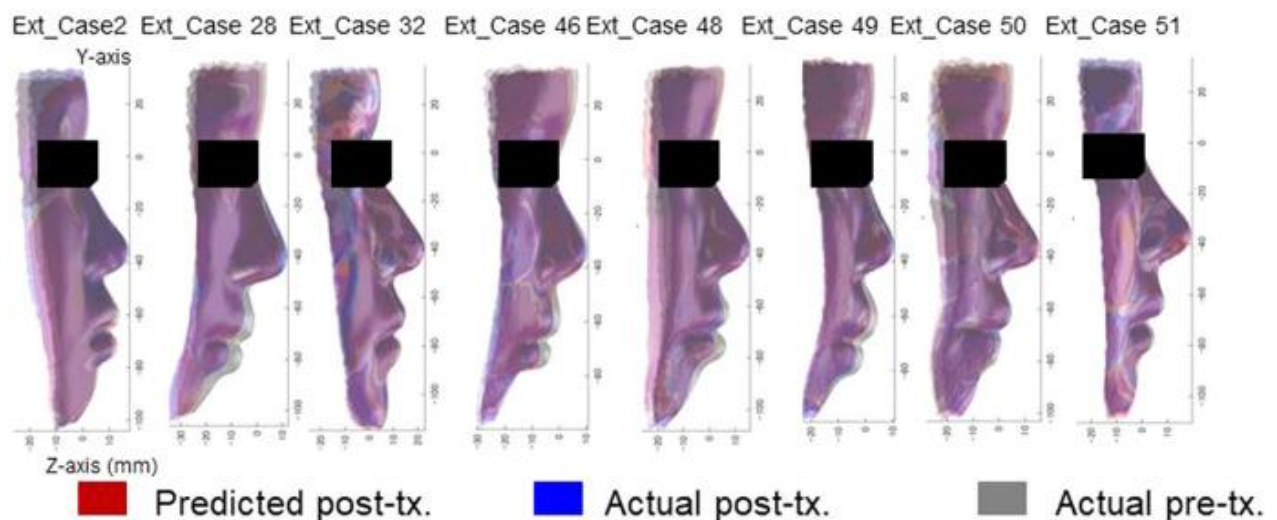


Figure 42 : Comparaison entre le scan pré-traitement (en gris), le scan post-traitement (en bleu) et le scan post-traitement simulé (en rouge) (102)

Cette étude démontre le potentiel des techniques d'imagerie 3D pour améliorer la prédiction des changements des tissus mous en orthodontie. Bien que ces avancées soient prometteuses, il est nécessaire de poursuivre les recherches dans ce domaine.

CONCLUSIONS

Ce travail de thèse explore l'évolution de l'imagerie diagnostique en orthodontie, marquée par le passage de l'imagerie bidimensionnelle à l'imagerie tridimensionnelle, et notamment l'imagerie de surface non invasive. Nous avons décrit les principes de fonctionnement de ces scanners, chacun présentant leurs avantages et inconvénients en termes de précision, temps de capture, logistique et de coût, ce qui oriente le clinicien dans le choix d'un scanner adapté à ses besoins.

Les applications diagnostiques des scanners tridimensionnels de surface sont diverses et peuvent aider le praticien tant sur le diagnostic de la morphologie exobuccal, d'asymétrie ou de syndrome, que sur le suivi de la croissance des patients. Ces méthodes diagnostiques explorent des avancées prometteuses comme la prédiction de la croissance faciale, mais elles nécessitent à ce jour plus de recul et d'études cliniques.

L'imagerie tridimensionnelle de surface joue aussi un rôle important dans la planification des traitements, en particulier pour les chirurgies orthognathiques où la création de patient virtuel a permis l'amélioration des simulations pré-opératoires. Les scans faciaux contribuent aussi à l'évaluation de la modification des tissus mous induite par les traitements orthopédiques et orthodontiques. Ils pourraient à l'avenir être un outil de prédiction des traitements d'orthodontie.

Malgré des défis persistants, notamment en termes de coût, de logistique et de précision de certains outils de prédiction, les scanners tridimensionnels de surface représentent une avancée majeure. Leur caractère non invasif, la quantité d'informations qu'ils fournissent et leurs applications variées dans le diagnostic, la planification et le suivi des traitements en font un outil de plus en plus indispensable en orthopédie dento-faciale, et marquent le passage définitif vers une approche véritablement tridimensionnelle. Les progrès futurs, notamment grâce à l'intelligence artificielle, promettent d'améliorer davantage leur précision et leur intégration dans la pratique clinique quotidienne.



SIGNATURE DES CONCLUSIONS

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

Nom - prénom de l'impétrant : LE SANT Gaël

Titre de la thèse : L'imagerie tridimensionnelle de surface et ses applications en orthopédie-dento-faciale

Directeurs de thèse : Docteur Yves BOLENDER et Docteur KOL Elia

VU

Strasbourg, le : 25/06/2025
La Présidente du Jury,

Professeur A. BLOCH-ZUPAN

VU

26 JUIN 2025

Strasbourg, le :
Le Doyen de la Faculté
de Chirurgie Dentaire de Strasbourg,

Professeur F. MEYER

ANNEXES

Annexe 1 : matériel et méthode

▪ **Critères de sélection**

Etudiants et membres du personnel hospitalier volontaires adultes.

Les critères de non-inclusion étaient les suivants :

- pathologies ou des déformations faciales,
- fente labio-palatine,
- pilosité faciale (barbe, moustache),
- handicap moteur ou mental,
- chirurgies plastiques ou maxillo-faciale,
- importante cicatrice faciale.

▪ **Hypothèse de la recherche**

L'hypothèse nulle de notre recherche est la suivante : les scans faciaux obtenus avec l'iPhone™ et les applications Polycam™, EM3D™ et 3D Scanner App™ (iPhone 13 pro™) présentent une précision et une reproductibilité comparable à celle des scans réalisés avec le 3dMD FaceSystem™, avec des écarts inférieurs au seuil de significativité clinique de 2 mm.

▪ **Variables étudiées**

Le **critère de jugement principal** était de déterminer si les scans faciaux réalisés avec un iPhone™ utilisant les applications Polycam™, EM3D™ et 3D Scanner App™ peuvent constituer une alternative cliniquement viable aux scans faciaux réalisés avec le système professionnel 3dMD FaceSystem™ en termes de précision.

Le **critère de jugement secondaire** était l'analyse qualitative des zones les moins précises et des zones les plus reproductibles.

- **Protocole de réalisation des scans**

L'investigateur principal a réalisé les scans avec le scanner professionnel 3dMD FaceSystem™ et les 3 applications Polycam™, EM3D™ et 3D Scanner App™, pour chaque participant.

- **Protocole de superposition**

Les scans ont ensuite été importés dans le logiciel Blender™ (Blender Online Community (2024). Blender (Version 3.6)) et dans le logiciel et CloudCompare™ (CloudCompare (version 2.14) [GPL software], afin de réaliser les superpositions, selon la méthode ICP après pré-alignement par la méthode des points de repères.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. Broadbent. A new X-ray technique and its application to orthodontia. *Angle Orthod.* 1931;1(2):45-66.
2. Boileau MJ. *Orthodontie de l'enfant et du jeune adulte: Tome 1: principes et moyens thérapeutiques.* Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson; 2011. 263 p. (Techniques dentaires).
3. Graber LW, Vig KWL, Huang GJ, Fleming PS. *Orthodontics: current principles and techniques.* 7. edition. St. Louis: Elsevier; 2023. 978 p.
4. Erten O, Yilmaz BN. Three-Dimensional Imaging in Orthodontics. *Turk J Orthod.* 2018;31(3):86-94.
5. Karatas OH, Toy E. Three-dimensional imaging techniques: A literature review. *Eur J Dent.* 2014;8(1):132-40.
6. Ackerman JL, Proffit WR, Sarver DM. The emerging soft tissue paradigm in orthodontic diagnosis and treatment planning. *Clin Orthod Res.* 1999;2(2):49-52.
7. Proffit WR. *Contemporary orthodontics.* 6th edition. Philadelphia, IL: Elsevier; 2018.
8. Geng J. Structured-light 3D surface imaging: a tutorial. *Adv Opt Photonics.* 2011;3(2):128.
9. Moss JP, Linney AD, Grindrod SR, Mosse CA. A laser scanning system for the measurement of facial surface morphology. *Opt Lasers Eng.* 1989;10(3):179-90.
10. Kau CH, Richmond S, Incrapera A, English J, Xia JJ. Three-dimensional surface acquisition systems for the study of facial morphology and their application to maxillofacial surgery. *Int J Med Robot.* 2007;3(2):97-110.
11. Singh P, Bornstein MM, Hsung RTC, Ajmera DH, Leung YY, Gu M. Frontiers in Three-Dimensional Surface Imaging Systems for 3D Face Acquisition in Craniofacial Research and Practice: An Updated Literature Review. *Diagnostics.* 2024;14(4):423.
12. Farkas LG, éditeur. *Anthropometry of the head and face.* 2. ed. New York: Raven Press; 1994. 405 p.
13. Gwilliam JR, Cunningham SJ, Hutton T. Reproducibility of soft tissue landmarks on three-dimensional facial scans. *Eur J Orthod.* 2006;28(5):408-15.
14. Lee JY, Han Q, Trotman CA. Three-dimensional Facial Imaging: Accuracy and Considerations for Clinical Applications in Orthodontics. *Angle Orthod.* 2004;74(5).
15. Pellitteri F, Albertini P, Brucculeri L, Cremonini F, Guiducci D, Falconi V, et al. Soft tissue changes during orthopedic therapy: An in vivo 3-dimensional facial scan study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2025;167(2):154-65.

16. Weissler JM, Stern CS, Schreiber JE, Amirlak B, Tepper OM. The Evolution of Photography and Three-Dimensional Imaging in Plastic Surgery. *Plast Reconstr Surg.* 2017;139(3):761.
17. Tzou CHJ, Artner NM, Pona I, Hold A, Placheta E, Kropatsch WG, et al. Comparison of three-dimensional surface-imaging systems. *J Plast Reconstr Aesthet Surg.* 2014;67(4):489-97.
18. Sassouni V. Diagnosis and treatment planning via roentgenographic cephalometry. *Am J Orthod.* 1958;44(6):433 à 463.
19. Ma L, Xu T, Lin J. Validation of a three-dimensional facial scanning system based on structured light techniques. *Comput Methods Programs Biomed.* 2009;94(3):290-8.
20. Moss J. The use of three-dimensional imaging in orthodontics. *Eur J Orthod.* 2006;28(5):416-25.
21. Gibelli D, Cappella A, Dolci C, Sforza C. 3D surface acquisition systems and their applications to facial anatomy: let's make a point. *Ital J Anat Embryol.* 2019;124(3):422-31.
22. Germec-Cakan D, Canter HI, Nur B, Arun T. Comparison of Facial Soft Tissue Measurements on Three-Dimensional Images and Models Obtained With Different Methods. *J Craniofac Surg.* 2010;21(5):1393-9.
23. Gašparović B, Morelato L, Lenac K, Mauša G, Zhurov A, Katić V. Comparing Direct Measurements and Three-Dimensional (3D) Scans for Evaluating Facial Soft Tissue. *Sensors.* 2023;23(5):2412.
24. Plooi JM, Maal TJJ, Haers P, Borstlap WA, Kuijpers-Jagtman AM, Bergé SJ. Digital three-dimensional image fusion processes for planning and evaluating orthodontics and orthognathic surgery. A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2011;40(4):341-52.
25. Heike CL, Upson K, Stuhaug E, Weinberg SM. 3D digital stereophotogrammetry: a practical guide to facial image acquisition. *Head Face Med.* 2010;6(1):18.
26. Verhulst A, Hol M, Vreeken R, Becking A, Ulrich D, Maal T. Three-Dimensional Imaging of the Face: A Comparison Between Three Different Imaging Modalities. *Aesthet Surg J.* 2018;38(6):579-85.
27. Exactitude, précision et résolution de scan 3D : quelle est la différence ? | Solutions de scan professionnelles | Artec3D [Internet]. [cité 29 mars 2025]. Disponible sur: <https://www.artec3d.com/fr/learning-center/accuracy-precision-resolution>
28. Deli R, Galantucci LM, Laino A, D'Alessio R, Di Gioia E, Savastano C, et al. Three-dimensional methodology for photogrammetric acquisition of the soft tissues of the face: a new clinical-instrumental protocol. *Prog Orthod.* 2013;14:32.

29. Cassi D, De Biase C, Tonni I, Gandolfini M, Di Blasio A, Piancino MG. Natural position of the head: review of two-dimensional and three-dimensional methods of recording. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2016;54(3):233-40.
30. What is laser 3D scanning? | Professional 3D scanning solutions | Artec 3D [Internet]. [cité 18 mai 2025]. Disponible sur: <https://www.artec3d.com/learning-center/laser-3d-scanning>
31. Lippold C, Liu X, Wangdo K, Drerup B, Schreiber K, Kirschneck C, et al. Facial landmark localization by curvature maps and profile analysis. *Head Face Med*. 2014;10(1):54.
32. Mai HN, Lee DH. Accuracy of Mobile Device–Compatible 3D Scanners for Facial Digitization: Systematic Review and Meta-Analysis. *J Med Internet Res*. 2020;22(10):e22228.
33. Battistoni G, Cassi D, Magnifico M, Pedrazzi G, Di Blasio M, Vaienti B, et al. Does Head Orientation Influence 3D Facial Imaging? A Study on Accuracy and Precision of Stereophotogrammetric Acquisition. *Int J Environ Res Public Health*. 2021;18(8):4276.
34. What is photogrammetry? | Professional 3D scanning solutions | Artec 3D [Internet]. [cité 18 mai 2025]. Disponible sur: <https://www.artec3d.com/learning-center/what-is-photogrammetry>
35. Sforza C, de Menezes M, Ferrario V. Soft- and hard-tissue facial anthropometry in three dimensions: what's new. *J Anthropol Sci Riv Antropol JASS*. 2013;91:159-84.
36. Shujaat S, Khambay BS, Ju X, Devine JC, McMahon JD, Wales C, et al. The clinical application of three-dimensional motion capture (4D): a novel approach to quantify the dynamics of facial animations. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2014;43(7):907-16.
37. Jindanil T, Xu L, Fontenele RC, Perula MC de L, Jacobs R. Smartphone applications for facial scanning: A technical and scoping review. *Orthod Craniofac Res*. 2024;27(S2):65-87.
38. Seifert LB, Beyer M, Czok V, Aigner A, Abazi S, Thieringer FM, et al. Comparative Accuracy of Stationary and Smartphone-Based Photogrammetry in Oral and Maxillofacial Surgery: A Clinical Study. *J Clin Med*. 2024;13(22):6678.
39. Singh P, Hsung RTC, Ajmera DH, Leung YY, McGrath C, Gu M. Can smartphones be used for routine dental clinical application? A validation study for using smartphone-generated 3D facial images. *J Dent*. 2023;139:104775.
40. Thurzo A, Strunga M, Havlíková R, Reháková K, Urban R, Surovková J, et al. Smartphone-Based Facial Scanning as a Viable Tool for Facially Driven Orthodontics? *Sensors*. 2022;22(20):7752.
41. ISO 5725-1:1994(en), Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results — Part 1: General principles and definitions [Internet]. [cité 29

mars 2025]. Disponible sur: <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:5725:-1:ed-1:v1:en>

42. Kuijpers MAR, Chiu YT, Nada RM, Carels CEL, Fudalej PS. Three-dimensional Imaging Methods for Quantitative Analysis of Facial Soft Tissues and Skeletal Morphology in Patients with Orofacial Clefts: A Systematic Review. *PLOS ONE*. 2014;9(4):e93442.
43. Menéndez López-Mateos ML, Carreño-Carreño J, Palma JC, Alarcón JA, Menéndez López-Mateos C, Menéndez-Núñez M. Three-dimensional photographic analysis of the face in European adults from southern Spain with normal occlusion: reference anthropometric measurements. *BMC Oral Health*. 2019;19(1):196.
44. Baysal A, Sahan AO, Ozturk MA, Uysal T. Reproducibility and reliability of three-dimensional soft tissue landmark identification using three-dimensional stereophotogrammetry. *Angle Orthod*. 2016;86(6):1004-9.
45. Abu A, Ngo CG, Abu-Hassan NIA, Othman SA. Automated craniofacial landmarks detection on 3D image using geometry characteristics information. *BMC Bioinformatics*. 2019;19(Suppl 13):548.
46. Johnston B, Chazal P de. A review of image-based automatic facial landmark identification techniques. *EURASIP J Image Video Process*. 2018;2018(1):86.
47. Palmer RL, Helmholz P, Baynam G. Cliniface: phenotypic visualisation and analysis using non-rigid registration of 3d facial images. *Int Arch Photogramm Remote Sens Spat Inf Sci*. 2020;XLIII-B2-2020:301-8.
48. Dindaroğlu F, Kutlu P, Duran GS, Görgülü S, Aslan E. Accuracy and reliability of 3D stereophotogrammetry: A comparison to direct anthropometry and 2D photogrammetry. *Angle Orthod*. 2016;86(3):487-94.
49. Bannister JJ, Crites SR, Aponte JD, Katz DC, Wilms M, Klein OD, et al. Fully Automatic Landmarking of Syndromic 3D Facial Surface Scans Using 2D Images. *Sensors*. 2020;20(11):3171.
50. Weinberg SM. 3D stereophotogrammetry versus traditional craniofacial anthropometry: Comparing measurements from the 3D facial norms database to Farkas's North American norms. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2019;155(5):693-701.
51. Gibelli D, Dolci C, Cappella A, Sforza C. Reliability of optical devices for three-dimensional facial anatomy description: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2020;49(8):1092-106.
52. Weinberg SM, Raffensperger ZD, Kesterke MJ, Heike CL, Cunningham ML, Hecht JT, et al. The 3D Facial Norms Database: Part 1. A Web-Based Craniofacial Anthropometric and Image Repository for the Clinical and Research Community. *Cleft Palate-Craniofacial J Off Publ Am Cleft Palate-Craniofacial Assoc*. 2016;53(6):e185-97.

53. Cevidanes LHC, Oliveira AEF, Grauer D, Styner M, Proffit WR. Clinical application of 3D imaging for assessment of treatment outcomes. *Semin Orthod.*;17(1):72-80.
54. Wampfler JJ, Gkantidis N. Superimposition of serial 3-dimensional facial photographs to assess changes over time: A systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2022;161(2):182-197.e2.
55. 3D superimposition of craniofacial imaging—The utility of multicentre collaborations - Yatabe - 2019 - *Orthodontics & Craniofacial Research* - Wiley Online Library [Internet]. [cité 19 avr 2025]. Disponible sur: <https://onlinelibrary-wiley-com.scd-rproxy.u-strasbg.fr/doi/10.1111/ocr.12281>
56. Maal TJJ, Van Loon B, Plooi JM, Rangel F, Ettema AM, Borstlap WA, et al. Registration of 3-Dimensional Facial Photographs for Clinical Use. *J Oral Maxillofac Surg.* oct 2010;68(10):2391-401.
57. Kau CH, Richmond S. Three-dimensional analysis of facial morphology surface changes in untreated children from 12 to 14 years of age. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;134(6):751-60.
58. Imaizumi K, Taniguchi K, Ogawa Y, Matsuzaki K, Nagata T, Mochimaru M, et al. Three-dimensional analyses of aging-induced alterations in facial shape: a longitudinal study of 171 Japanese males. *Int J Legal Med.*;129(2):385-93.
59. Matthews H, Penington A, Clement J, Kilpatrick N, Fan Y, Claes P. Estimating age and synthesising growth in children and adolescents using 3D facial prototypes. *Forensic Sci Int.* 2018;286:61-9.
60. Imaizumi K, Taniguchi K, Ogawa Y, Matsuzaki K, Nagata T, Mochimaru M, et al. Three-dimensional analyses of aging-induced alterations in facial shape: a longitudinal study of 171 Japanese males. *Int J Legal Med.* 2015;129(2):385-93.
61. Bishara SE, Burkey PS, Kharouf JG. Dental and facial asymmetries: a review. *Angle Orthod.* 1994;64(2):89-98.
62. Boileau MJ (1958). *Orthodontie de l'enfant et du jeune adulte. Tome 2, Traitement des dysmorphies et malocclusions.* 2012.
63. Cheong YW, Lo LJ. *Facial Asymmetry: Etiology, Evaluation, and Management.* 2011;34(4).
64. Taverne M, Sounthakith V, Khonsari RH. Quantification de la dissymétrie faciale : méthodes et applications. *Orthod Fr.* 2024;95(4):347-53.
65. Severt TR, Proffit WR. The prevalence of facial asymmetry in the dentofacial deformities population at the University of North Carolina. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1997;12(3):171-6.
66. Lonic. Selection of a horizontal reference plane in 3D evaluation: Identifying facial asymmetry and occlusal cant in orthognathic surgery planning - PMC

[Internet]. [cité 13 févr 2025]. Disponible sur: <https://pmc-ncbi-nlm-nih-gov.scd-rproxy.u-strasbg.fr/articles/PMC5438408/>

67. Berssenbrügge P, Berlin NF, Kebeck G, Runte C, Jung S, Kleinheinz J, et al. 2D and 3D analysis methods of facial asymmetry in comparison. *J Cranio-Maxillofac Surg*. 2014;42(6):e327-34.
68. Blasi A, Nucera R, Ronsivalle V, Candida E, Grippaudo C. Asymmetry index for the photogrammetric assessment of facial asymmetry. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2022;162(3):394-402.
69. Meyer-Marcotty P, Stellzig-Eisenhauer A, Bareis U, Hartmann J, Kochel J. Three-dimensional perception of facial asymmetry. *Eur J Orthod*. 2011;33(6):647-53.
70. Al-Rudainy D, Ju X, Stanton S, Mehendale FV, Ayoub A. Assessment of regional asymmetry of the face before and after surgical correction of unilateral cleft lip. *J Cranio-Maxillo-fac Surg Off Publ Eur Assoc Cranio-Maxillo-fac Surg*. 2018;46(6):974-8.
71. Alqattan M, Djordjevic J, Zhurov AI, Richmond S. Comparison between landmark and surface-based three-dimensional analyses of facial asymmetry in adults. *Eur J Orthod*. 2015;37(1):1-12.
72. Verhoeven T, Xi T, Schreurs R, Bergé S, Maal T. Quantification of facial asymmetry: A comparative study of landmark-based and surface-based registrations. *J Cranio-Maxillofac Surg*. 2016;44(9):1131-6.
73. Haendel M, Vasilevsky N, Unni D, Bologna C, Harris N, Rehm H, et al. How many rare diseases are there? *Nat Rev Drug Discov*. 2020;19(2):77-8.
74. Gonzaludo N, Belmont JW, Gainullin VG, Taft RJ. Estimating the burden and economic impact of pediatric genetic disease. *Genet Med*. 2019;21(8):1781-9.
75. Matthews HS, Palmer RL, Baynam GS, Quarrell OW, Klein OD, Spritz RA, et al. Large-scale open-source three-dimensional growth curves for clinical facial assessment and objective description of facial dysmorphism. *Sci Rep*. 2021;11(1):12175.
76. Aponte JD, Bannister JJ, Hoskens H, Matthews H, Katsura K, Da Silva C, et al. An interactive atlas of three-dimensional syndromic facial morphology. *Am J Hum Genet*. 2024;111(1):39-47.
77. Bannister JJ, Wilms M, Aponte JD, Katz DC, Klein OD, Bernier FP, et al. Comparing 2D and 3D representations for face-based genetic syndrome diagnosis. *Eur J Hum Genet*. 2023;31(9):1010-6.
78. Zogheib T, Jacobs R, Bornstein MM, Agbaje JO, Anumendem D, Klazen Y, et al. Comparison of 3D Scanning Versus 2D Photography for the Identification of Facial Soft-Tissue Landmarks. *Open Dent J*. 2018;12:61-71.
79. Geremek M, Szklanny K. Deep Learning-Based Analysis of Face Images as a Screening Tool for Genetic Syndromes. *Sensors*. 2021;21(19):6595.

80. Matthews H. Changing the face of craniofacial growth curves: Modelling growth and sexual dimorphism in children and adolescents using spatially dense 3D image analysis. 2018 [cité 26 avr 2025]; Disponible sur: <http://rgdoi.net/10.13140/RG.2.2.32908.56968>
81. Retrouvey JM, Abdallah MN, éditeurs. 3D Diagnosis and Treatment Planning in Orthodontics: An Atlas for the Clinician [Internet]. Cham: Springer International Publishing; 2021 [cité 3 mai 2025]. Disponible sur: <https://link.springer.com/10.1007/978-3-030-57223-5>
82. Yuan Y, Liu Q, Yang S, He W. Four-Dimensional Superimposition Techniques to Compose Dental Dynamic Virtual Patients: A Systematic Review. *J Funct Biomater*. 2023;14(1):33.
83. Lepidi L, Kim BC, Giberti L, Suriano C, Li J, Grande F. The 4D virtual patient: A proof of concept in digital dentistry. *J Prosthet Dent* [Internet]. 14 avr 2024 [cité 27 avr 2025]; Disponible sur: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S002239132400194X>
84. Joda T, Gallucci GO. The virtual patient in dental medicine. *Clin Oral Implants Res*. 2015;26(6):725-6.
85. Naudi KB, Benramadan R, Brocklebank L, Ju X, Khambay B, Ayoub A. The virtual human face: Superimposing the simultaneously captured 3D photorealistic skin surface of the face on the untextured skin image of the CBCT scan. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2013;42(3):393-400.
86. Revilla-León M, Zeitler JM, Barmak AB, Kois JC. Accuracy of the 3-dimensional virtual patient representation obtained by using 4 different techniques: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2024;131(6):1178-88.
87. Xiao Z, Liu Z, Gu Y. Integration of digital maxillary dental casts with 3D facial images in orthodontic patients: *Angle Orthod*. 2020;90(3):397-404.
88. Société Française de Stomatologie, Chirurgie Maxillo-faciale et Chirurgie Orale (SFSCMFCO). Techniques d'imagerie en chirurgie orthognathique Recommandations de Bonne Pratique [Internet]. 2017 [cité 1 mai 2025]. Disponible sur: <https://www.sfscmfco.com/documents-sfscmfco/pdf/imagerie-chirurgie-orthognatique.pdf>
89. Knoops PGM, Borghi A, Breakey RWF, Ong J, Jeelani NUO, Bruun R, et al. Three-dimensional soft tissue prediction in orthognathic surgery: a clinical comparison of Dolphin, ProPlan CMF, and probabilistic finite element modelling. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2019;48(4):511-8.
90. Olate S, Zaror C, Mommaerts MY. A systematic review of soft-to-hard tissue ratios in orthognathic surgery. Part IV: 3D analysis – Is there evidence? *J Cranio-Maxillofac Surg*. 2017;45(8):1278-86.
91. Ruggiero F, Borghi A, Bevini M, Badiali G, Lunari O, Dunaway D, et al. Soft tissue prediction in orthognathic surgery: Improving accuracy by means of anatomical details. *PloS One*. 2023;18(11):e0294640.

92. Cevidanes LHC, Tucker S, Styner M, Kim H, Chapuis J, Reyes M, et al. Three-dimensional surgical simulation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;138(3):361-71.
93. Swennen G, éditeur. 3D Virtual Treatment Planning of Orthognathic Surgery [Internet]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2017 [cité 9 mai 2025]. Disponible sur: <http://link.springer.com/10.1007/978-3-662-47389-4>
94. Phillips C, Bailey L, Kiyak HA, Bloomquist D. Effects of a computerized treatment simulation on patient expectations for orthognathic surgery. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*. 2001;16(2):87-98.
95. Resnick CM, Inverso G, Wrzosek M, Padwa BL, Kaban LB, Peacock ZS. Is There a Difference in Cost Between Standard and Virtual Surgical Planning for Orthognathic Surgery? *J Oral Maxillofac Surg*. 2016;74(9):1827-33.
96. Marqués-Mateo M, La Vega DDRD, Cicero Moraes, Torres MP. Total 3D planning in orthognathic surgery. 2024 [cité 10 mai 2025]; Disponible sur: <https://rgdoi.net/10.13140/RG.2.2.12497.54888>
97. English videotutorial - OrtogOnBlender add-on [Internet]. 2018 [cité 18 mai 2025]. Disponible sur: https://www.youtube.com/watch?v=r9yU_1UR31M
98. Alcañiz P, Pérez J, Gutiérrez A, Barreiro H, Villalobos Á, Miraut D, et al. Soft-Tissue Simulation for Computational Planning of Orthognathic Surgery. *J Pers Med*. 2021;11(10):982.
99. Liebrechts J, Xi T, Timmermans M, de Koning M, Bergé S, Hoppenreijts T, et al. Accuracy of three-dimensional soft tissue simulation in bimaxillary osteotomies. *J Cranio-Maxillofac Surg*. 2015;43(3):329-35.
100. Olivetti EC, Nicotera S, Marcolin F, Vezzetti E, Sotong JPA, Zavattero E, et al. 3D Soft-Tissue Prediction Methodologies for Orthognathic Surgery—A Literature Review. *Appl Sci*. 2019;9(21):4550.
101. Olejnik A, Verstraete L, Croonenborghs TM, Politis C, Swennen GRJ. The Accuracy of Three-Dimensional Soft Tissue Simulation in Orthognathic Surgery—A Systematic Review. *J Imaging*. 2024;10(5):119.
102. Tanikawa C, Yamashiro T. Development of novel artificial intelligence systems to predict facial morphology after orthognathic surgery and orthodontic treatment in Japanese patients. *Sci Rep*. 2021;11:15853.
103. Chen Z, Mo S, Fan X, You Y, Ye G, Zhou N. A Meta-analysis and Systematic Review Comparing the Effectiveness of Traditional and Virtual Surgical Planning for Orthognathic Surgery: Based on Randomized Clinical Trials. *J Oral Maxillofac Surg*. 1 févr 2021;79(2):471.e1-471.e19.
104. Lee KJC, Tan SL, Low HYA, Chen LJ, Yong CW, Chew MT. Accuracy of 3-dimensional soft tissue prediction for orthognathic surgery in a Chinese population. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg*. 2022;123(5):551-5.

105. Luyten J, Vierendeel M, De Roo NMC, Temmerman L, De Pauw GAM. A non-cephalometric three-dimensional appraisal of soft tissue changes by functional appliances in orthodontics: a systematic review and meta-analysis. *Eur J Orthod*. 2022;44(4):458-67.
106. Qiao Q, Zhang L, Xie X, Bai Y, Su L. Using a structured light scanner to evaluate 3-dimensional soft-tissue changes after extracting 4 premolars in young adult female patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2024;165(1):80-92.e4.
107. Rongo R, Nissen L, Leroy C, Michelotti A, Cattaneo PM, Cornelis MA. Three-dimensional soft tissue changes in orthodontic extraction and non-extraction patients: A prospective study. *Orthod Craniofac Res*. 2021;24(S2):181-92.
108. Zhang X, Mei L, Yan X, Wei J, Li Y, Li H, et al. Accuracy of computer-aided prediction in soft tissue changes after orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2019;156(6):823-31.

LE SANT (Gaël) – L'imagerie tridimensionnelle de surface et ses applications en Orthopédie Dento-Faciale

(Thèse : 3^{ème} cycle Sci. odontol. : Strasbourg : 2025 ; N°45)

N°43.22.25.45

Traditionnellement, l'acquisition des tissus mous de la face en orthodontie s'est appuyée sur des méthodes bidimensionnelles, utilisant principalement des photographies de face et de profil ainsi que la téléradiographie. Bien que largement répandues, ces techniques présentent certaines limites inhérentes à la 2D. Dans le cadre d'une évolution vers la numérisation de la dentisterie, visant à optimiser les résultats cliniques, de nouvelles méthodes d'acquisition ont émergé.

Depuis les années 1980, les techniques de scan tridimensionnel ont révolutionné l'orthodontie.

L'imagerie tridimensionnelle de surface permet des reconstructions numériques précises en trois dimensions du visage. Elle est obtenue par des caméras stéréophotogrammétriques ou des scanners laser de surface, et offre une alternative non invasive, de haute précision.

Ce travail de thèse se concentre sur l'état de la littérature relative à l'emploi de l'imagerie tridimensionnelle de surface dans différents domaines de l'orthopédie dento-faciale, soulignant son importance croissante et ses multiples applications cliniques.

La première partie de ce travail se consacrera à la description des différents systèmes d'imagerie tridimensionnelle disponibles et expliquera leur fonctionnement. Ensuite, nous explorerons les applications diagnostiques des scans 3D du visage, incluant le diagnostic orthodontique exobuccal, l'identification des phénotypes syndromiques, ainsi que le suivi de la croissance faciale. Enfin, nous aborderons les applications de ces technologies dans la planification et la prévision des traitements orthodontiques et orthodontico-chirurgicaux à travers la création de patients virtuels.

Cette thèse est complétée par une étude, menée dans le cadre d'un mémoire de spécialité en Orthopédie Dento-Faciale, qui évalue la précision de scans faciaux réalisés à l'aide de smartphone en comparaison avec un scanner professionnel stéréophotogrammétrique.

Rubrique de classement : Orthopédie Dento-Faciale, Orthodontie

Mots-clés : Orthodontie, Scanner facial, Scanner tridimensionnel de surface, Diagnostic, Planification thérapeutique

MeSH: Orthodontics, Facial scanner, 3D surface scanner, Diagnosis, Treatment planning

Jury :

Président : Professeur CLAUSS François

Assesseurs : Docteur BOLENDER Yves

Docteur LUTZ Jean Christophe

Docteur KOL Elia

Coordonnées de l'auteur :

Gaël LE SANT

1 Place de l'Hôpital

67000 STRASBOURG

gaellesant@hotmail.fr